

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

**In-vitro-Untersuchung zur Korrelation von
Präparationsdesign und
klinischer Haltbarkeit CAD/CAM-gefertigter
Zirkondioxidkronen nach
künstlicher Alterung im Kausimulator**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Felix Sinseder
aus München
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Karin Huth

Mitbetreuung durch

den promovierten Mitarbeiter: Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 20.07.2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	5
2	Literaturübersicht.....	6
2.1	Keramik in der Zahnheilkunde	6
2.1.1	Definition.....	6
2.1.2	Geschichtliche Entwicklung	8
2.2	Die Dentalkeramik - werkstoffkundliche Aspekte silikatkeramischer und oxidkeramischer Werkstoffe.....	10
2.2.1	Silikatkeramische Werkstoffe.....	10
2.2.2	Gießbare und pressbare Glaskeramiken	13
2.2.3	Oxidkeramiken (Hochleistungskeramiken)	14
2.3	In-vitro-Festigkeitsprüfung.....	19
2.3.1	Biegefestigkeit	19
2.3.2	Risszähigkeit.....	20
2.3.3	Bruchfestigkeit.....	21
2.4	Bedeutung von In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.....	22
2.5	Präparationstechniken.....	23
2.6	CAD/CAM – Systeme	26
2.6.1	Die Vermessung der Präparation.....	27
2.6.2	Triangulationsverfahren.....	29
2.6.3	CAD-Konstruktion	30
2.6.4	CAM-Fräßprozess	31
2.6.5	Das Cercon®-System	32
2.6.6	CEREC inLab	35
2.6.7	weitere CAD/CAM-Systeme	38
2.6.8	Bewertung der Systeme	40
3	Material und Methode	42
3.1	Übersicht.....	42

3.2	Modellherstellung	43
3.3	Zementieren der Kronengerüste	44
3.4	Künstliche Alterung im Kausimulator.....	45
3.5	Bruchtest	45
3.6	Auswertung.....	47
4	Ergebnisse.....	50
4.1	Tangentiale Präparation	50
4.2	schwache Hohlkehle	52
4.3	starke Hohlkehle	54
4.4	Stufe mit Abschrägung	56
4.5	Stufe.....	58
4.6	Vergleich der Bruchlastwerte	60
4.6.1	Boxplot-Diagramm	60
4.6.2	Tabellarischer Wertevergleich.....	61
4.7	Parameterfreier Signifikanztest nach Mann-Whitney	62
5	Diskussion	63
5.1	Material und Methode	63
5.1.1	Präparation und Modellherstellung	63
5.1.2	Kronengerüste.....	67
5.1.3	Künstliche Alterung im Kausimulator.....	69
5.1.4	Bruchtest.....	72
5.2	Ergebnisse.....	76
5.2.1	Mittelwert	76
5.2.2	Streuung.....	78
5.2.3	Vergleich	78
5.3	Schlussfolgerung für die Praxis	82
6	Zusammenfassung	85
7	Literaturverzeichnis	87

1 Einleitung

Steigendes ästhetisches Bewusstsein sowie der Wunsch nach metallfreien Restaurationsmaterialien führen seit Jahren zu einer erhöhten Nachfrage und Weiterentwicklung keramischer Werkstoffe. Bot die Vollkeramik hinsichtlich Ästhetik gegenüber Metallkeramiken deutliche Vorteile, so war ihr Indikationsspektrum vor allem auf den Frontzahnbereich begrenzt. Im Molarenbereich zeigten klinische Langzeitstudien jedoch inakzeptabel hohe Frakturnraten [12, 30, 95, 96, 114]. Mit der Einführung moderner Hochleistungskeramiken können aufgrund verbesserter mechanischer Parameter, wie Risszähigkeit und Gefügequalität, Seitenzahnrestorationen aus Vollkeramik erstmals verwirklicht werden [35]. Die maschinelle Bearbeitung industriell vorgefertigter Rohlinge aus Zirkoniumdioxidkeramik unter Einsatz moderner CAD/CAM-Systeme erlaubt es heute, Brückenkonstruktionen zu erstellen, deren Bruchlastwerte diejenigen herkömmlicher Vollkeramiksysteme wie IPS-Empress® und In-Ceram®-Alumina um das Zweibis Dreifache übertreffen [136]. Im Vertrauen auf die hohe Festigkeit von Hochleistungskeramiken wird die Bedeutung des Präparationsdesigns jedoch häufig vernachlässigt. Unterlag die Präparation für Glaskeramikkronen bewährten Richtlinien, so finden sich in der zahnmedizinischen Fachliteratur jedoch nur wenige Untersuchungen zum Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidkeramik [20, 21, 22, 95, 115, 129, 130]. Da Langzeitstudien über einen Zeitraum von 10 Jahren zur Beurteilung der Dauerfestigkeit von Hochleistungskeramiken noch ausstehen, gewinnen In-vitro-Untersuchungen hier wesentlich an Bedeutung. Durch die Auswertung von Dauertestreihen im Kausimulator können Bruchwahrscheinlichkeiten ermittelt und auftretende Risikofaktoren in klinischen Studien besser prognostiziert werden [78]. Die vorliegende Arbeit untersucht die Auswirkung fünf unterschiedlicher Präparationsarten (tangentielle Präparation, Stufe mit Abschrägung, dezente und ausgeprägte Hohlkehle, Stufe mit abgerundeter Innenkante) auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidkappchen (Cercon®-System, Firma DeguDent®) nach künstlicher Alterung im Kausimulator.

2 Literaturübersicht

2.1 Keramik in der Zahnheilkunde

2.1.1 Definition

Das Wort „Keramik“ ist vom griechischen Wort „keramos“ abgeleitet, einer Bezeichnung für „Ton“, „Töpferware“, oder „gebrannter Stoff“. Es stellt die Sammelbezeichnung für die Technik und die Wissenschaft der Herstellung keramischer Werkstoffe und Erzeugnisse dar [28, 84, 120].

Gemäß der Definition der Deutschen Keramischen Gesellschaft sind keramische Werkstoffe anorganische, nichtmetallische, in Wasser schwer lösliche Silikate mit einem kristallinen Anteil von mindestens 30%, die bei Raumtemperatur geformt werden und durch Temperaturbehandlung meist über 800°C ihre spezifischen Werkstoffeigenschaften erhalten [47, 55, 84]. Die Formgebung kann auch bei erhöhter Temperatur über Schmelzfluss mit anschließender Kristallisation erfolgen.

Somit lassen sich auf supramolekularer Strukturebene sowohl kristalline (Keramik-Merkmal, Abb.1), als auch quasi amorphe (Glas-Merkmal, Abb.2) Anteile in der Keramik unterscheiden, für deren Zustandekommen die Abkühlungsgeschwindigkeit verantwortlich ist. Während eine kontrollierte, langsame Abkühlung eine Kristallbildung ermöglicht, lässt eine schnelle Abkühlung keine Zeit für kristalline Gruppierungen; eine amorphe Struktur entsteht [55]. Es handelt sich hierbei um Silikate, Kieselsäureverbindungen

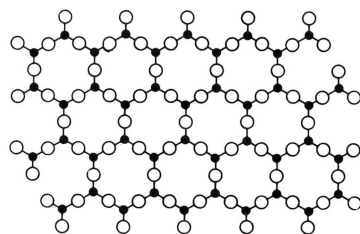


Abb. 1: kristalline Struktur [55]

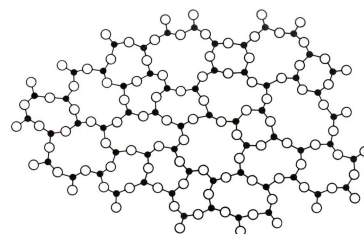


Abb. 2: amorphe Struktur [55]

also, mit einer Vielzahl von Modifikationen und Zusammensetzungen. Sie können strukturabhängig als Feldspatgläser mit kristallinen Anteilen, als Oxidkeramiken, als entglaste Gläser und als Spezialemaillen bezeichnet werden [28, 56].

Die Kombinations- und Formvielfalt der Elementarbausteine, die im Herstellungsprozess Anwendung finden, lassen ein breites Spektrum unterschiedlichster Werkstoffeigenschaften in der Keramik entstehen, die in drei große Gruppen eingeteilt werden können [123]:

- silikatische Werkstoffe mit Glasphasenanteil
- oxidische Werkstoffe mit Dominanz der kristallinen Phasen, glasphasenarm oder rein kristallin
- nicht oxidische Werkstoffe (Nitride, Carbide) [63, 106].

1. Silikatkeramische Werkstoffe						
Gefüge	Grob		Fein			
	Porös	Dicht	Porös		Dicht	
Wasseraufnahme- fähigkeit [Gew. %]	> 6	< 6	> 2		< 2	
Scherben	Farbig	Farbig	Farbig	hell bis weiß	farbig	hell bis weiß (fuchsendicht)
1.1 Tonkeramische Erzeugnisse (Scherben enthalten Mullit als wesentlichen Gefügebestandteil)						
Beispiele	Ziegel	Klinker Baukeramik	Töpferwaren	Tonsteingut	Fliesen Sani- tärwaren	Hartporzellan Weichporzellan Dentalkeramik
1.2 Sonstige Silikatkeramische Erzeugnisse						
Beispiele	Silikatsteine	Schmelzge- gossene, feuerfeste Steine		Cordierit	Cordierit	Steatit Li-Al-Silikat
2. Oxidkeramische Werkstoffe						
Gefüge	Grob		Fein			
2.1 Einfache Oxide						
Beispiele	Aluminiumoxid Magnesiumoxid Calciumoxid		Aluminiumoxid Magnesiumoxid Berylliumoxid Titanoxid Zirkoniumdioxid			
2.2 Komplexe Oxide						
Beispiele	Chromit		Perowskite Spinelle Granate			
3. Nichtoxidische keramische Werkstoffe						
Gefüge	Grob		Fein			
Beispiele	Kohlenstoff Graphit		Nitride Carbide Kohlenstoff			

Tab.1: Systematik der keramischen Werkstoffe nach Schüller [123]

2.1.2 Geschichtliche Entwicklung

9000 Jahre alte Gefäßscherben aus Vorderasien zeugen davon, dass schon in vorgeschichtlicher Zeit Werktechniken zur Keramikherstellung aus Tonen verbreitet waren. Ton besteht aus feinst körnigen Verwitterungsprodukten verschiedenster Gesteine, die durch Erosion einen Korndurchmesser von weniger als 2 µm erhalten. Die unterschiedliche Zusammensetzung von Ton resultiert aus der Wirkung von Wind und Wasser, welche die erodierten Gesteinsteilchen vor Millionen von Jahren an Stellen trugen, an denen die Naturkräfte weniger wirksam waren und somit die Möglichkeit geschaffen wurde, durch Absetzung im Laufe der Zeit Tonlager zu bilden [46]. Da gebrannte Tonwerkstoffe aufgrund Porositäten in der Keramik nicht wasserdicht sind, sorgten Harz- und Tonschlammüberzüge für die notwendige Dichtigkeit der Werkstoffe.

Die Keramikverarbeitung diente aber keineswegs nur der Herstellung reiner Gebrauchsgegenstände. Glasuren aus Kupfersalzen, etwa 4000 v. Chr. entwickelt, erlaubten den Ägyptern, Assyriern und Babyloniern auch künstlerische Verwirklichung durch anspruchsvolle, dekorative Oberflächengestaltung. Zu den großartigsten Erzeugnissen der Töpferei zählt die griechische Gefäßkunst, die ihre Hochblüte zwischen 1000-100 v. Chr. fand und sich in drei Hauptepochen einteilen lässt [46]. Finden sich in der „geometrischen Zeit“ (um 1000-700 v. Chr.) homogene Muster, Dreiecke, Gitterwerke und konzentrische Kreise in der Glasur wieder, so halten mit Beginn der „archaischen Zeit“ (um 720-550 v. Chr.) und der Erschließung von Ländern alter Hochkulturen (Ägypten, Syrien, Phönizien, Mesopotamien), Pflanzenmotive des Ostens (Lotus und Palmette) und orientalische Fabelwesen (Sphinx, Panther, Löwe) als Dekormotive Einzug in die Gefäßkeramik. Die Zeit der „attischen Keramiken“ (um 550-300 v. Chr.) ist neben der Aufnahme neuer Schmuckmotive vor allem durch die figurale Darstellung von Göttern der griechischen Mythologie geprägt.

Ihren altzeitlichen Höhepunkt erlebte die Glasurtechnik im China des 12. Jahrhunderts, wo hochwertige, natürliche Rohstoffvorkommen Weiterentwicklungen in der Glasur- und Porzellanherstellung ermöglichten. Durch die Portugiesen fanden diese Techniken vermutlich im 15. Jahrhundert nach Europa, wo das Brennen echten Porzellans erstmals 1709 am sächsischen Königshof *Böttcher* gelang [28, 55, 63, 110]. Mit der Gründung

der Meißner Porzellanmanufaktur 1710 und weiterer Fabriken in Wien 1717, Berlin 1751 sowie Paris 1770 stand der Verbreitung des Porzellans in ganz Europa nichts mehr im Wege. Erste Versuche, Keramik in der Zahnheilkunde einzusetzen, stammten aus Frankreich. Dort ließ sich der Apotheker *Duchâteau* 1774 eine Prothese aus Porzellan brennen. Diese Idee veranlasste den Pariser Zahnarzt *Dubois de Chemant* eine Dissertation über künstliche Zähne aus Porzellan zu schreiben, auf deren Grundlage 1837 in England die Herstellung künstlicher Zähne in den Werkstätten der Firma *Ash & Sons* begann [28, 55, 41, 132]. Die Gründung weiterer Zahnfabriken (1893 Zahnfabrik Wianand (De Trey), 1910 Hoddens (Bad Nauheim), 1921 Hutschenreuther, 1922 Dr. Hiltbrandt Zahnfabrik (Vita, Bad Säckingen) setzte den Grundstein für die kommerzielle Vermarktung in Deutschland. *Lands* Verfahren zum Brennen von Porzellanmantelkronen, 1886 publiziert, welches abgesehen von einzelnen Modifikationen heute noch Anwendung findet, schuf die Voraussetzung für die Herstellung sog. Jacketkronen [28, 71]. In den dreißiger Jahren des 20. Jahrhunderts war in Deutschland die Keramikmantelkrone (*Brill und Lewin*) als bevorzugter Zahnersatz im Frontzahnbereich etabliert. Wegen niedriger Bruch- und Scherfestigkeit und der damit verbundenen hohen Frakturanfälligkeit wurde neben der Entwicklung defektminimierender Herstellungsverfahren versucht, Silikatwerkstoffen durch Aufbrennen auf ein Metallgerüst mehr Festigkeit zu verleihen. Erst mit dem Patent 1962 von *Weinstein* und *Katz* auf die Herstellung von Keramiken mit hohem thermischen Expansionskoeffizienten und thermisch kompatibler Metalllegierungen war der Grundstein für die Anwendung und den Erfolg metallkeramischer Systeme gelegt [28]. Die Vita-Zahnfabrik und Degussa brachten zeitgleich in Europa metallkeramische Systeme auf den Dentalmarkt [88]. Mit der Veränderung und Modifikation dentalkeramischer Werkstoffe hinsichtlich Gefüge, Struktur und Zusammensetzung entstanden auch neue Verarbeitungsprozesse und Technologien.

Neben bewährten Sinterverfahren hielten Guß- (Dicor®), Preß- (IPS-Empress®) und Fräsverfahren Einzug in die Keramikverarbeitung. Während die Presskeramik IPS-Empress® (Ivoclar-Vivadent®) sich seit ihrer Einführung 1986 in der Zahnmedizin immer mehr etablierte, konnte sich die Dicor®-Glaskeramik (Dentsply® DeTrey) aufgrund hoher Frakturanfälligkeit nicht durchsetzen. Parallele dentalkeramische Entwicklungen von *Mörmann* und *Brandestini* beschritten Anfang der 80er Jahre den Weg der

computergesteuerten Fertigung keramischen Zahnersatzes und begründeten eine neue Ära in der vollkeramischen Herstellung. Dank fortschrittlicher Computertechnologie kann heute unter Einsatz moderner CAD/CAM-Systeme (z.B. DCS precident®), Kopierfräsung (Celay®) oder Sonoerosion durch die Bearbeitung industriell vorgefertigter Keramiken vollkeramischer Zahnersatz mit breitem Indikationsspektrum verwirklicht werden [28, 60, 122].

2.2 Die Dentalkeramik - werkstoffkundliche Aspekte silikatkeramischer und oxidkeramischer Werkstoffe

2.2.1 Silikatkeramische Werkstoffe

2.2.1.1 Aufbau und Struktur

Silikatkeramische Massen bestehen in der Regel aus den drei Hauptkomponenten Feldspat (60-80 Gew. %), Quarz (15-25 Gew. %) und Kaolin (0-5 Gew. %) [28, 84, 56].

Das an Hydroxylgruppen gebundene Aluminiumsilikat Kaolin verleiht der Porzellanmasse Plastizität, Formbarkeit und beim Brand Formbeständigkeit. Zusammen mit Feldspat kommt es zu der Bildung von Mullitkristallen, die im Wesentlichen für die Lichtstreuung und somit für die Opazität verantwortlich sind.

Quarz, chemisch SiO_2 , weist sieben verschiedene Modifikationen auf kristalliner Basis auf: Quarz (α und β), Tridymit (α , β und γ) und Cristobalit (α und β). Aufgrund seines thermovolumetrischen Verhaltens (die temperaturabhängigen Gitterumwandlungen führen zu sprunghaften Volumenänderungen zwischen 2% und 14%) wirkt Quarz der Schwindung beim Brand entgegen [28].

Feldspat besteht als Mischkristallsystem aus Kalifeldspat (Orthoklas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit). Kalifeldspat bildet in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle, welche nicht nur die mechanische Festigkeit und den Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) beeinflussen, sondern der dentalkeramischen Schmelze auch das Maß an Viskosität verleihen, welches für die Formbeständigkeit der Modellation während des Brennens unabdingbar ist. Aufgrund seiner geringen Kristallisations-

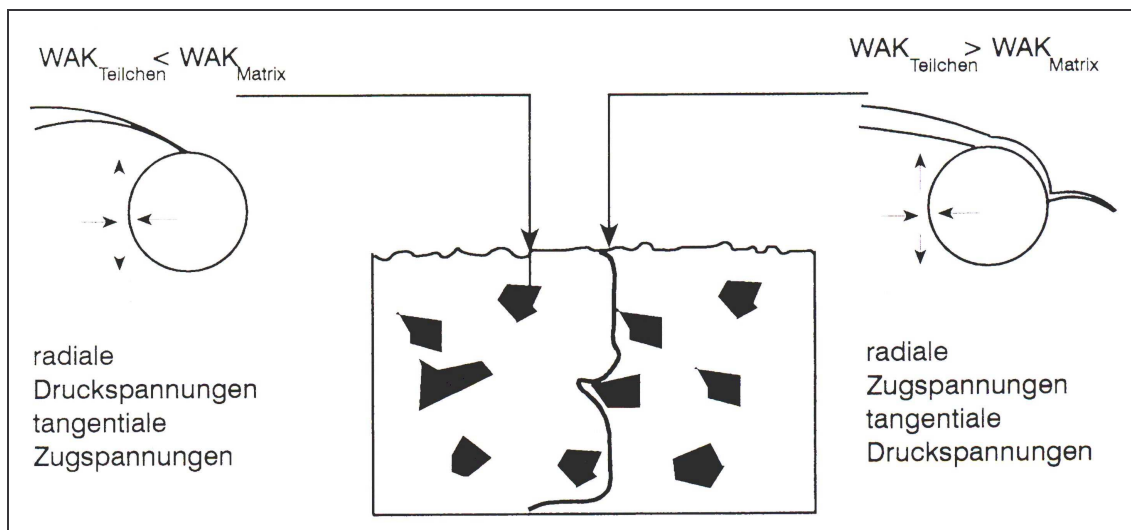
tendenz und seines niedrigen Schmelzintervalls dient Feldspat als Flussmittel dentalkeramischer Massen [28].

Strukturell bestehen Dentalkeramiken aus einer gläsernen Feldspatmatrix, in die kristalline Strukturen (vorwiegend Leuzit) eingelagert sind. Gehalt, Größe und Verteilung der Leuzitkristallite werden durch den Brennprozess im zahntechnischen Labor beeinflusst [84].

2.2.1.2 Mechanische Eigenschaften

Die mechanischen Eigenschaften der Keramik werden grundlegend von den atomaren Bindungsverhältnissen auf struktureller Ebene determiniert. Kovalente und ionische Bindungen verleihen dem Werkstoff ein hohes Maß an Härte, chemischer und thermischer Beständigkeit, sind jedoch auch für das Spröbruchverhalten der Keramik verantwortlich: So führen bei Keramiken im Gegensatz zum Metall, welches eine gewisse plastische Verformung vor dem Bruch erlaubt (Duktilbruch), größere Verschiebungen im Gefüge zur Zerstörung. Somit sind Elastizitätsgrenze und Zerreißfestigkeit praktisch identische Größen. Die theoretische Zerreißfestigkeit wird allerdings nicht erreicht. Als Ursache gelten Oberflächendefekte, Mikrorisse, chemische Verunreinigungen und Poren (Sprödigkeiten in der Keramik), die vorzeitiges Materialversagen unter Zugbelastung zur Folge haben [28]. Während bei Metallen lokale Spannungskonzentrationen um einen Mikroriss durch plastische Deformation abgebaut werden können, kommt es bei Keramiken bereits bei Spannungsintensitäten unterhalb der Bruchspannung zu fortschreitendem Risswachstum. Dieses unterkritische Risswachstum führt nach einer gewissen Verzögerung zum Materialversagen [10, 55, 81, 83]. Somit gilt das zahntechnische und zahnärztliche Bemühen neben der Entwicklung defektminimierender Herstellungs- und Verarbeitungsverfahren auch dem Einbringen bruchtheoretischer Erkenntnisse zur Festigkeitssteigerung in den Fertigungsprozess keramischer Werkstoffe. So wird in leuzitverstärkter Keramik (IPS-Empress®) der Rissfortschritt bei Mikrorissen durch Rissablenkung um die Kristallite herum erschwert. Misfit-Spannungen werden durch das Einbringen von Teilchen unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten, höherer Festigkeit und Steifigkeit erzeugt. Die so beim Sintern auftretenden Druck- und

Zugspannungen im Grenzbereich zur Matrix führen bei Risskontakt entweder zu deren Ablenkungen oder zum Rissstop und somit zur Steigerung der Bruchzähigkeit [83].



links: Rissstopeffekt

rechts: Rissumlenkung

Abb. 3: Rissverlauf durch kristallarmierte Gläser und Einfluss von Misfit-Spannungen der Gefügebestandteile auf den Rissverlauf [83]

Oxidkeramische Werkstoffe	Silikatkeramische Werkstoffe
Glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Feldspatkeramik
Glasinfiltriertes Mg-Al-Spinell	Glaskeramik
Glasinfiltriertes Zirkoniumdioxid	
Dicht gesintertes Aluminiumoxid	
Dicht gesintertes Zirkoniumdioxid	

Tab. 2 : Einteilung der Keramiken

2.2.2 Gießbare und pressbare Glaskeramiken

Als Glaskeramik wird ein Werkstoff bezeichnet, der seine keramischen Eigenschaften durch Kristallisation aus einem Glaszustand heraus erhält [60].

2.2.2.1 Gießbare Glaskeramik

Hierbei erfolgt die Verarbeitung glastechnologisch im Gussverfahren. Das bei 1370°C verflüssigte Glas wird mittels Schleudergussverfahren in eine durch Lost-Wax-Technik entstandene Gussform eingebracht [129,133]. Die brüchige, amorphe und durchsichtige Glasgusseinlage wird nun in einer speziellen Einbettmasse bei 1075°C für sechs Stunden getempert. Während dieses Keramisierungsprozesses kommt es zur Kristallisation und der damit verbundenen Festigkeitssteigerung, die Keramik gewinnt an Opazität. Die Farbgebung erfolgt neben dem Auftragen und Brennen von Malfarben auch durch die farbliche Auswahl des Befestigungszements [133]. Neben dem Dicor®-System, bei dem Tetrasilizium-Fluor-Glimmer-Kristalle gebildet werden, befand sich auch die Hydroxylapatitkeramik Ceraperl® auf dem Markt [113]. Beide Systeme konnten sich jedoch aufgrund hoher Frakturanfälligkeit nicht durchsetzen [63].

2.2.2.2 Pressbare Glaskeramik

Mit der Entwicklung des IPS-Empress®-Systems 1986 durch die Firma Ivoclar-Vivadent® (Schaan, FL) in Zusammenarbeit mit dem Zahnärztlichen Institut in Zürich stand der Zahntechnik ein neues Verfahren zur glaskeramischen Herstellung zur Verfügung.

Beim Pressverfahren wird unter Ausnutzung des pyroplastischen Verhaltens von Glaskeramiken der Keramikrohling der leuzitverstärkten Keramik IPS-Empress® (Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) unter Erhalt des strukturellen Aufbaus erweicht und im Empress-Ofen bei 1050°C oder 1180°C mit 5 bar Überdruck in eine ebenfalls durch das Lost-Wax-Verfahren hergestellte Form gepresst [10, 132].

Ist das Indikationsspektrum für Empress®1 (Biegefestigkeit 120 MPa) auf Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers begrenzt, so kann mit der Lithiumdisilikat-Glaskeramik IPS Empress® 2 (Biegefestigkeit 350 MPa) der Einsatzbereich auf Seitenzahnkronen, dreigliedrige Brücken im Frontzahnbereich und bei einem Brückenglied in Prämolarenbreite auch auf den Seitenzahnbereich erweitert werden [60, 63].

Vorteile in der Glaskeramikverarbeitung mit Press- und Gießverfahren liegen in der guten Passgenauigkeit, da durch die Expansion der Einbettmasse die geringe Schrumpfung der Keramik als Folge der Strukturumwandlung kompensiert werden kann. Unter Ausnutzung des Chamäleon-effekts lassen sich ästhetische Ergebnisse erzielen [63, 87]. Durch den Wegfall der Sinterschrumpfung wird die Gestaltung von Okklusalfächen, zervikalen Randzonen und Approximalkontakten erleichtert [113].

Durch aufgebraunte Keramikmal Farben lässt sich das ästhetische Ergebnis der Restauration abschließend perfektionieren. Durch starkes Einschleifen und Abrasion kann die dünne Farbschicht jedoch verloren gehen. Der Farbverlust verschlechtert nicht nur die Ästhetik, sondern ist zugleich auch mit der Freilegung von eventuell vorhandenen porösen Schichten verbunden.

2.2.3 Oxidkeramiken (Hochleistungskeramiken)

2.2.3.1 Aufbau, Struktur und mechanische Eigenschaften

Zirkonium, ein Element, welches als freies Oxid Baddeleyit (ZrO_2) oder als Zirkonsand (Alvit) in Verbindung mit Siliziumdioxid ($\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$) in vulkanischem Gestein wie Gneis, Syenit, Granat oder Schiefer gefunden werden kann, besitzt aufgrund seiner besonderen werkstoffkundlichen Eigenschaften für viele Industriezweige hohen Nutzen [125, 61]. Durch Zugabe von Yttriumoxid erreicht Zirkoniumdioxid hinsichtlich Biegefestigkeit (σ_{b4} bis 1000 MPa) die Werte von Stahl. Während es bei Metallen jedoch schon bei geringer Temperaturerhöhung zur Volumenausdehnung kommt, tritt dieser Effekt bei Hochleistungskeramiken erst ab 1400°C ein. Das Indikationsspektrum für Hochleistungskeramiken erweitert sich auf Bereiche, in denen thermovolumetrisches Verhalten unerwünscht ist. So findet der Werkstoff Zirkoniumdioxid Verwendung als

Umhüllungsmaterial für Kernbrennstoffelemente, in Keramikbrems scheiben von Sportwagen, an Turbinenschaufeln im Turbolader, an Motorventilen, Abgaskrümmern, Abgaskatalysatoren und den Hitzeschildkacheln am Space Shuttle. In der Medizin kommt Zirkoniumdioxid in der Hüftgelenksprothetik zum Einsatz. Die Einführung in die zahnmedizinische Prothetik erfolgte 1993 [61]. Bei Zirkoniumdioxid handelt es sich chemisch um die unlösliche Verbindung ZrO_2 , die weitgehende Laugen- und Säureresistenz besitzt. Beim Abkühlen aus der Schmelze durchläuft die Keramik mehrere kristallografische Modifikationen. Der Ausbildung eines kubischen Kristallgerüsts unterhalb des Schmelzpunkts von 2715°C folgt der Übergang in eine tetragonale Gitterstruktur bei 2370°C . Die martensitische Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase bei 1163°C bewirkt eine Volumenzunahme von 3-4%. Durch Zugabe von 5 mol% Yttriumoxid kann die tetragonale Phase jedoch bis zur Raumtemperatur teilstabilisiert werden [79]. Zusätzlich hemmt die sehr kleine Korngröße der Zirkoniumdioxidkristallite von etwa $0,4\text{ }\mu\text{m}$ diese Umwandlung [79, 136, 61, 28, 56]. Kommt es nun im Bereich einer Riss spitze aufgrund hoher Zugspannungen zu einem verminderten Matrixdruck auf die tetragonalen Teilchen, so findet eine Umwandlung in die monokline Phase statt. Die damit verbundene Volumenausdehnung von 3% - 4% kompensiert die auf die Matrix wirkende Zugspannung, das Risswachstum sistiert. Dieser Mechanismus wird als Transformationsverfestigung bezeichnet und ist im Wesentlichen für die hohe Festigkeit von Zirkoniumdioxid verantwortlich [77, 79]. Die Korrosions- und Altersbeständigkeit wird durch Zugabe von 0,2% - 1% Aluminiumoxid verbessert. Das Endprodukt wird als Y-TZP-A (Yttrium Oxide stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals doped with Alumina) bezeichnet [61]. Unter Erhöhung des Aluminiumoxidanteils auf 20-25 Gew.% kann die Y-TZP-Keramik zusätzlich verstärkt werden. Die Aluminiumoxidkristalle besitzen eine Korngröße von $5\text{ }\mu\text{m}$ und sind im Gefüge homogen verteilt. Zwar erreicht dieser als ATZ-Keramik (alumina toughened zirconia) bezeichnete Werkstoff höhere Festigkeitswerte als Y-TZP-Keramik, doch ist die hohe Opazität und die weiße Farbe als nachteilig zu betrachten.

Verschiedene Herstellungs- und Verarbeitungsverfahren von Zirkoniumdioxid haben unterschiedliche Materialeigenschaften und somit unterschiedliche Anwendungsbereiche zur Folge. Die Herstellung erfolgt sowohl aus industriell vor- oder endgesinterten

Zirkoniumdioxidblöcken, als auch aus Infiltrationskeramik (VITA In-Ceram® Zirconia Blanks) unter Einsatz moderner CAD/CAM-Systeme.

2.2.3.2 Optische Eigenschaften



Abb. 4: Zirkoniumdioxidgerüst, keramisch verblendet (Dentallabor Fritsch München) im Durchlicht [37].



Abb. 5: Metallgerüst, keramisch verblendet (Dentallabor Fritsch München) im Durchlicht [38].

Die Gegenüberstellung mit metallkeramischen Restaurationen zeigt, dass vollkeramische Restaurationen mit Oxidkeramikgerüst in der Lichttransmissionsmessung ein wesentlich höheres Maß an Transluzenz und optischer Tiefe erzielen (Abb. 4, 5). Verhindert bei Metallkeramikrestaurationen das Metallgerüst für gewöhnlich den Lichteintritt in den Zahnstumpf und in das umliegende Weichgewebe, so sorgt im Gegensatz dazu die diffuse Lichtstreuung der Oxidkeramik zudem für eine bessere rote Ästhetik.

Mit der Möglichkeit der Einfärbung von Zirkoniumdioxidrohlingen sowie der Schichtstärkenreduzierung von Kronenkäppchen im Frontzahnbereich lassen sich die optischen Eigenschaften eines natürlichen Zahnes hinsichtlich Chromatizität und Transluzenz noch besser imitieren. [8, 24].

2.2.3.3 Zirkoniumdioxid mit Glasphasenanteil

Bei den von der Firma VITA angebotenen Infiltrationskeramiken (In-Ceram® Alumina Blanks, In-Ceram® Zirconia Blanks) handelt es sich um porös vorgesinterte Aluminiumoxidblöcke (bei In-Ceram® Zirconia Blanks unter Zugabe von Zirkoniumdioxid), aus denen Brücken- und Kronengerüste ausgeschliffen werden. Neben dieser subtraktiven Formgebung mittels CNC-Frässystem kann auch durch Aufschichtung einer Aluminiumoxid/Zirkoniumdioxid-Suspension auf ein Spezialgipsmodell das Hartkerngerüst für Brücken und Kronen modelliert werden (VITA In-Ceram® Zirconia). Jene Vorgehensweise ist heute allerdings als veraltet anzusehen. Abschließend erfolgt die Infiltration mit Lanthanglas, bei der durch Kapillarkräfte das Glas in das poröse Gerüst eingesogen wird.

2.2.3.4 Reines Zirkoniumdioxid

Dichtgesinterte, Yttriumoxid teilstabilisierte Zirkoniumdioxidkeramik ohne nennenswerten Glasanteil (z.B. VITA In-Ceram® YZ Cubes) zeichnet sich durch deutlich höhere Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit aus. Die Bearbeitung industriell hergestellter Keramikblöcke mittels moderner CNC-Frässysteme stellt ein qualitätsoptimiertes Verarbeitungsverfahren dar, da der industrielle Herstellungsprozess vorgesinterner und endgesinterner Keramikblanks höchste Reinheit und Homogenität verspricht und sehr hohe Festigkeitswerte erzielt [49].

2.2.3.5 Weißkörperverarbeitung

Das Yttrium-teilstabilisierte Zirkoniumdioxidpulver wird zu porösen Blanks gepresst und anschließend zu „Weißlingen“ vorgesintert. Aufgrund seines geringen Verdichtungsgrades von 55 bis 70 Prozent kann der Weißling zeitsparend und werkzeugschonend gefräst werden [92, 134]. Durch abschließende Sinterung erhält das ausgeschliffene Gerüst seine Festigkeit. Die Sinterschrumpfung des Werkstoffs von 15 bis 25 Prozent muss im zuvor generierten Datensatz Berücksichtigung finden [61].

2.2.3.6 Vor- und Nachteile der Weißkörperverarbeitung

Durch die Verarbeitung von vorgesinterten Werkstoffen (Cercon smart ceramics®, CI-CERO®, Everest®, Lava®, Procera®, InCeram®) lassen sich lange Fräszeiten, wie sie bei der Hartbearbeitung (Schleifen) auftreten, und hoher Werkzeugverschleiß vermeiden. Eine Produktivitätssteigerung wird hier durch eine Verbesserung technologischer Parameter (Vorschub- und Schnittgeschwindigkeit, Zustellbeträge) erreicht. Da die gefrästen Weißkörper im anschließenden Sinterprozess einer Schrumpfung unterliegen, die bei der CAD-Konstruktion berücksichtigt und kompensiert werden muss, sind bei der Maß- und Formgenauigkeit des endgesinterten Werkstoffs jedoch Einbußen zu erwarten [80]. Ein ästhetischer Vorteil ergibt sich mit der Einfärbbarkeit vorgesinteter Keramikblanks, die eine bessere farbliche Imitation des Dentinkerns und somit ein besseres optisches Gesamtergebnis erlaubt. Während beim CAD/CAM-System Lava® (3M-Espe®, Seefeld) das weiße, vorgesinterte Zirkoniumdioxidgerüst durch ein Tauchbad in einer Färbelösung chromatisch dem Dentinkern angepasst wird, sind bei DeguDent® (Hanau) mit dem System Cercon® bereits eingefärbte, vorgesinterte Zirkoniumdioxidblanks erhältlich [48].

2.2.3.7 Verarbeitung gehippter Keramikblanks

Die theoretisch höchsten Festigkeitswerte lassen sich jedoch mit gehippter Zirkoniumdioxidkeramik erzielen. Der Keramikblank wird durch heiß isostatisches Pressen (HIP, hot isostatic pressed) bei Temperaturen bis 1500 °C zwischen 500-2000 bar unter Inertgas maximal verdichtet, was die Restporosität auf nahezu Null sinken lässt und zu einer Abnahme der mittleren Korngröße führt. Werkstoffkundliche Parameter wie Festigkeit, hydrothermale Beständigkeit und Transluzenz können somit nochmals verbessert werden. Das hohe Festigkeitspotential von HIP-Zirkoniumdioxid erlaubt eine Erweiterung des Indikationsspektrums auf die Anfertigung 14-gliedriger Brückengerüste (Precident DCS®). Als nachteilig erweisen sich jedoch der hohe Materialverschleiß und die langen Fräszeiten maximal verdichteter Zirkoniumdioxidkeramik. Zudem wird eine mit intensivem Schleifaufwand korrelierende Gefährdung, Mikrodefekte am Werkstück zu setzen, diskutiert. [61].

2.3 In-vitro-Festigkeitsprüfung

Die Klassifizierung dentalkeramischer Erzeugnisse nach ihren mechanischen Eigenschaften erfordert die Einführung von Parametern, die eine aussagekräftige werkstoffkundliche Einschätzung ermöglichen. Kann zur Erfassung reiner Materialeigenschaften auf standardisierte Normprüfungen (ISO, EN, DIN) zurückgegriffen werden, so müssen in der zahnmedizinischen Evaluation konstruktionsspezifische Aspekte (Geometrie der Restauration und somit des Prüfkörpers) Berücksichtigung finden [66]. Mit Werkstoffprüfverfahren zur Festigkeitsprüfung dentalkeramischer Produkte können die Parameter Biegefestigkeit, Risszähigkeit und Bruchfestigkeit bestimmt werden.

2.3.1 Biegefestigkeit

Während der Lasteinleitung in keramische Restaurationen kommt es zu komplexen Spannungsverteilungen im Werkstück. Druck- und Zugspannungen werden von der Keramik jedoch unterschiedlich toleriert. So kann die Keramik auf Druck ca. 20-30 mal stärker belastet werden als auf Zug [35]. Wird aufgrund von Biegebeanspruchung auf kristalliner Ebene die intermolekulare Integrität zerstört, kommt es zur Rissbildung und zum Bruch der Keramik. Über das kritische Lastmoment, welches bei der Biegezugspannung zum Bruch der Keramik führt, definiert sich die Biegefestigkeit σ (Einheit: MPa bzw. N/mm²). Mit uniaxialen 3- oder 4-Punkt-Biegeversuchen sowie biaxialen Tests kann diese Werkstoffgröße ermittelt werden. Dabei wird ein normierter Prüfkörper unter Krafteinleitung bis zum Bruch belastet. Aufgrund der punktuellen Abstützung des Prüfkörpers entstehen auf der Unterseite Zugspannungen, welche bei zunehmender Belastung den Bruch der Keramik verursachen und somit die Biegefestigkeit limitieren. Anhand der Prüfkörperabmessung, des Abstands der Auflagepunkte sowie der gemessenen Bruchlast errechnet sich die Biegefestigkeit des Werkstoffs [44]. Da beim 4-Punkt-Biegeversuch die unter Zugspannung stehende Fläche im Vergleich zum 3-Punkt-Biegetest größer ist, besteht eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Erfassen von Mikrodefekten. Niedrigere Biegefestigkeitswerte unter ansonsten analoger Versuchsdurchführung sind die Folge. Neben der Anzahl und Größe der vorhandenen Defekte

wird die Biegefestigkeit auch von der Beschaffenheit der Prüfkörper (Gefügehomoheiten, Oberfläche) und der verwendeten Testmethode (Geschwindigkeit und Geometrie der Lasteinleitung) determiniert. Im Vergleich verschiedener Studien zeigt sich, dass trotz Einhaltung von Normvorgaben die Ergebnisreihen einer breiten Streuung unterliegen [18, 19, 40].

2.3.2 Risszähigkeit

Kovalente und ionische Bindungen verleihen dem Werkstoff ein hohes Maß an Härte, chemischer und thermischer Beständigkeit, sind jedoch auch für das Spröbruchverhalten der Keramik verantwortlich: So führen größere Verschiebungen im Gefüge zur Zerstörung. Während bei Metallen lokale Spannungskonzentrationen um einen Mikroriss durch plastische Deformation abgebaut werden können, kommt es bei Keramiken bereits bei Spannungsintensitäten unterhalb der Bruchspannung zu fortschreitendem Risswachstum [10, 55, 81, 83]. Der Widerstand, den die Keramik dabei einem sich ausbreitenden Riss entgegensetzt, wird als Risszähigkeit bzw. Bruchzähigkeit bezeichnet. Die Risszähigkeit stellt eine wichtige Kenngröße zur Klassifizierung der Festigkeitseigenschaften keramischer Werkstoffe dar. Zur Ermittlung der Risszähigkeit werden in der Literatur verschiedene bruchmechanische Verfahren beschrieben. In Biegeversuchen werden Prüfkörper durch definierte Einkerbung mit einer Sollbruchstelle versehen. Anschließend wird die Kerbstelle unter Zugspannung gesetzt und bis zur Rissbildung belastet. Wird die kritische Risszähigkeit K_{IC} (Einheit $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$) der Keramik überschritten, kann der Rissfortschritt nicht mehr durch Entlastung gestoppt werden, es kommt zum Spröbruch [83]. Als weiteres Verfahren zur Messung der Risszähigkeit kommt die Indenter-Methode zur Anwendung. Hierbei werden mit einem Vickers-Diamanten Härteeindrücke erzeugt und die entstandenen Risse in ihrer Ausdehnung bewertet. Durch die Integration der Parameter Risslänge, halber Eindruckdiagonale, Materialhärte und Elastizitätsmodul kann der K_{IC} -Wert kalkulatorisch ermittelt werden [2]. Die Aussagekraft jenes Verfahrens wird in der Literatur allerdings kontrovers diskutiert. Für Oxidkeramiken scheint die Methode nicht geeignet zu sein. [36, 83, 98].

2.3.3 Bruchfestigkeit

Zur prospektiven Abschätzung, ob sich ein Werkstoff unter klinischen Bedingungen bewährt, werden Bruchfestigkeits- bzw. Bauteilfestigkeitsprüfungen durchgeführt. Im Gegensatz zu standardisierten Normprüfverfahren, welche die reinen Materialeigenschaften eines Werkstoffs klassifizieren, werden in Bruchfestigkeitsuntersuchungen bauteilnahe Prüfkörper getestet und somit konstruktionsspezifische Aspekte miteinbezogen [66]. Die Festigkeitsprüfung von Kronen- und Brückenkonstruktionen berücksichtigt sowohl geometrische Parameter (z.B. Gerüstdesign- und Schichtstärke), als auch bruchdynamische Wechselwirkungen unterschiedlicher Materialklassen im Verbundsystem (z.B. Einfluss der Verblendkeramik auf die Festigkeit des Gerüsts). Dabei werden die Restaurationen in einer Universalprüfmaschine (1441 Fa. Zwick, Ulm, oder Instron Model 1125 Instron Corp., Canton) meist unter axialer Lasteinleitung langsam und stetig einer zunehmender Stauchung unterworfen und die Kraft ermittelt, die zum Bruch des Werkstoffs führt. Als Druckstempel kommen Stahlkugeln oder Hartmetallplatten zum Einsatz. Da Bruchfestigkeitsprüfungen prothetischer Konstruktionen einem breiten Spektrum möglicher Einflussfaktoren unterliegen, erweist es sich als schwierig, standardisierte Ergebnisse zu erhalten, welche die Vergleichbarkeit von In-vitro-Untersuchungen gleicher Zielsetzung erleichtern würden [66].

2.4 Bedeutung von In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme

Die zunehmende Materialvielfalt, die mittels CAD/CAM Technik der Zahnmedizin zur Verfügung steht, erfordert die genaue Evaluation dentaler Restaurationsmaterialien. In-vitro-Untersuchungen und klinische Testverfahren geben darüber Aufschluss, ob sich ein Werkstoff unter gegebenen Bedingungen bewährt. Besitzen klinische Studien eine hohe Aussagekraft, so relativieren finanzielle Aspekte und lange Durchführungszeiträume die gewonnenen Ergebnisreihen. Eine weitere Schwierigkeit besteht in der Gewährleistung standardisierter Testbedingungen. Mit der Durchführung von In-vitro-Untersuchungen kann diese Problemstellung nicht nur umgangen, sondern eine bessere Einschätzung auftretender Risikofaktoren in klinischen Studien zusätzlich ermöglicht werden [78]. Folglich sollte die klinische Relevanz eines computergesteuerten Kausimulators als integraler Bestandteil eines In-vitro-Prüfzyklus wissenschaftlich bewiesen werden. Durch die Untersuchung unterschiedlicher Restaurationsmaterialien im In-vitro-Test und deren Vergleich mit klinischen Ergebnissen konnten *Krejci et al.* mehrere Schlussfolgerungen ziehen. Die qualitative Bestimmung zur Verschleißfestigkeit mittels Rasterelektronenmikroskopie zeigte charakteristische mikromorphologische Gefügeschäden, wie sie unter Mundhöhleneinflüssen anzutreffen sind. Da die In-vitro wirkenden Demastikationsmechanismen im klinischen Vergleich ein ähnliches Abrasionsmuster zeigten, konnte eine hohe Übereinstimmung der wirkenden Desintegrationsprozesse angenommen werden. Zur quantitativen Verschleißevaluation wurde mit Hilfe eines 3D-Scanners der effektive Substanzverlust der unterschiedlichen Materialgruppen bestimmt. In Gegenüberstellung mit den klinischen Ergebnissen waren die Resultate direkt numerisch vergleichbar. Es kann gefolgert werden, dass eine Korrelation quantitativer und qualitativer Verschleißresultate, sowohl zwischen In-vitro-Untersuchungen und klinischen Befunden, als auch zwischen verschiedenen Materialklassen vorhanden ist. Somit wurde bewiesen, dass In-vitro-Untersuchungen unter Einbezug literarischer Parameter bezüglich Kaubewegung und thermischer Belastung klinische Relevanz besitzen [77, 78].

2.5 Präparationstechniken

Die Präparation stellt auf dem Weg zur suffizienten, prothetischen Versorgung einen von vielen den Behandlungserfolg beeinflussenden Faktoren dar. Ihr Gelingen hängt wesentlich von der Berücksichtigung vieler verschiedener Gesichtspunkte ab. So erfordern

- pulpenbezogene
- parodontalbezogene
- kariesprophylaktische
- ästhetische
- mechanische
- konstruktionsbedingte
- werkstoffkundliche

Aspekte das Einhalten genauer Präparationsrichtlinien, die im Folgenden vorgestellt werden sollen.

Neben der thermischen Traumatisierung der Pulpa als Folge hoher Drehzahl, hohen Anpressdrucks und mangelnder Kühlung (einerseits durch falsche Absaugtechnik, andererseits durch zu geringen Kühlwasserdurchlauf) stellt auch die Restdentinstärke eine die Vitalität des Zahnes beeinflussende Größe dar [26, 27, 45, 58, 65, 70, 109]. So zeigten 10-Jahres-Beobachtungen einen Vitalitätsverlust bei konventioneller Kronenversorgung von 15%. Die Einhaltung von 0,7 mm Restdentinstärke bei pulpenvitalen Zähnen kann somit nur empfohlen werden [97, 100, 104]. Eine genaue Einschätzung der nach der Präparation verbleibenden Schichtstärke an Zahnhartsubstanz erweist sich jedoch als problematisch. Zwar gibt die Röntgendiagnostik Aufschluss über die approximale Ausdehnung des Pulpakavums; da aber keine Korrelation zwischen approximalen und vestibulären Wandstärken besteht, können keine Rückschlüsse über die gesamte zirkumpulpare Ausdehnung gezogen werden [104].

Der Erhalt eines gesunden, parodontalen Attachments als Garant einer langfristig erfolgreichen Restauration erfordert möglichst atraumatisches Vorgehen unter Beachtung

der biologischen Breite bei infra- bzw. subgingivaler Präparation und bei der Gestaltung des subgingivalen Kronenrandes.

Die Einhaltung eines Präparationsabstands von ca. 2,0-2,5 mm zum Limbus alveolaris dient als Kompromiss zwischen ästhetischen Gesichtspunkten (Verlegung des Präparationsrandes in den gingivalen Sulkus) und weitgehender Schonung des bindegewebigen und epithelialen Attachments [5, 43, 100, 121].

Die Widerstands- und Retentionsform, die für den jeweiligen materialspezifischen Zahnersatz unterschiedlichen Präparationsrichtlinien unterliegt, wird durch die Größe der präparierten Zahnfläche, des Präparationswinkels, der Oberflächenrauigkeit sowie der physikalischen Eigenschaften des Befestigungszements determiniert [58, 64, 107]. Durch Anbringung von Retentionsrillen, zentralen und approximalen kastenförmigen Kavitäten kann die Zahnoberfläche vergrößert werden. Ein qualitativ hochwertiger Randschluss zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz wird durch Herabsetzung von Oberflächenrauigkeiten erreicht. Die Glättung der präparierten Zahnoberfläche (z.B. durch weiße Edelkorundsteinchen, Hartmetallfinierer) erhöht nicht nur die Präzision im Randbereich, sondern auch die Qualität der zahntechnischen Arbeit, da die Gefahr von Distorsion durch leichteres Abheben der Wachsmodellation vom glatten Gipsstumpf verringert wird [58]. Der Präparationswinkel ebenso wie das Präparationsdesign und der Zahnhartsubstanzabtrag werden durch die spezifischen material- und konstruktionsbedingten Eigenschaften der verschiedenen Zahnersatzmaterialien bestimmt. Erlauben die werkstoffkundlichen Eigenschaften von Metall einen geringen Zahnhartsubstanzabtrag, so muss aufgrund erhöhter Frakturanfälligkeit bei Vollkeramikkkronen die Schichtstärke des Zahnersatzes dicker ausfallen, was das Risiko einer möglichen Traumatisierung der Pulpa erhöht. [104]. Gilt für Vollgusskronen die Empfehlung eines okklusalen Substanzabtrages von 1,2 mm bei gleichzeitiger zirkulärer Reduktion von 0,8 mm, so betragen die Werte für Metallkeramikkkronen 1,5 mm bzw. 1,2 mm, für vollkeramische Systeme sogar 1,2 mm bzw. 2,0 mm [32, 63, 74, 104, 105, 116, 132, 133, 134, 138, 140, 142]. Neben einer abgerundeten Stufe gilt die Hohlkehle bei vollkeramischem Zahnersatz als Präparationsform der Wahl [109]. Der im Vergleich zur Stufenpräparation geringere Substanzabtrag bei gleichzeitig besserem Randschluss gilt zwar

als Vorteil der Hohlkehlpräparation, doch wird sie dem ästhetischen Anspruch im labialen Frontzahnbereich nicht immer gerecht. Hier verspricht die Stufe bessere optische Ergebnisse.

Die niedrige Festigkeit keramischer Werkstoffe gegenüber Zug- und Scherkräften erfordert nach erfolgter Präparation das Abrunden scharfer Kanten. Abschrägungen im Randbereich, die den geometrischen Vorteil eines geringeren Randspalts aufweisen (somit die Angriffsfläche für kariesverursachende Faktoren herabsetzen) und bei Metallrestaurationen indiziert sind, würden bei der Vollkeramik zu Abplatzungen führen [17, 85, 95].

Mit der Einführung moderner Hochleistungskeramiken, deren Festigkeitswerte diejenigen herkömmlicher Keramiken wie z.B. IPS Empress® 2 um mehr als das Doppelte übersteigen, muss die Notwendigkeit hohen Zahnhartsubstanzastrags, welcher mit der Forderung nach einer 1,2 mm breiten Stufen- oder Hohlkehlpräparation für herkömmliche vollkeramische (Cerestore®, Hi Ceram®) bzw. glaskeramische Systeme (Dicor®, Cerapearl®) einhergeht, kritisch hinterfragt werden.

Studien zufolge

- kann nach Stufenpräparation mit 1,2 mm zirkulärem Substanzastrag an Oberkiefermolaren nur in 50% aller Fälle die geforderte Restdentinstärke von 0,7 mm eingehalten werden [104].
- zeigen IPS-Empress®-Kronen höhere Materialsicherheit bei zervikal kleiner dimensionierten Kronen. Die Forderung nach Einhaltung von 0,8 mm bis 1,2 mm Breite bei Stufenpräparation kann dadurch nicht bestätigt werden [31].

Die oben aufgeführten Aspekte lassen somit eine weitere Beschäftigung mit der Problematik, einen Kompromiss zwischen atraumatischem Vorgehen durch substanzschonende Präparation einerseits und der Notwendigkeit nach suffizienter zervikaler Breite der Präparation für hohe Materialzuverlässigkeit andererseits, als obligat erscheinen.

2.6 CAD/CAM – Systeme

Rentabilitätsorientiertes Kostenmanagement in Praxis und Dentallabor erfordert einen hohen Automatisierungsgrad bei entsprechender Kosten-/Zeitersparnis sowie konstante Produktqualität durch standardisierte Prozessdurchführung. Beides kann durch den Einsatz moderner CAD/CAM-Systeme verwirklicht werden [91, 94]. Entstanden aus dem Bestreben nach wirtschaftlich rationaler Titanverarbeitung in der 80er Jahren hielten Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing- (CAD/CAM-) Systeme zur Herstellung prothetischer Versorgungen erstmals Einzug in die Zahnmedizin. Mit der Einführung industriell hergestellter Oxidkeramiken aus Hartkerngerüsten, deren Verarbeitung computergestützte Mess- und Fertigungstechniken unter Einsatz von CNC-Frässystemen voraussetzt, stand deren Entwicklung hin zur Marktreife nichts mehr im Wege. Die Eingliederung von 1,8 Millionen vollkeramischer Restaurationen in Deutschland im Jahr 2002 beweist die immense Nachfragesteigerung in diesem Segment. 31% aller vollkeramischen Restaurationen werden heute mit CAD/CAM-Systemen gefertigt [93]. Neben Feldspatkeramik, Silikatkeramik, Infiltrationskeramik, Aluminiumoxid, Zirkoniumdioxid und Zirkoniumdisilicid werden auch NEM-Legierungen, Titanblocks, Kunststoffe verarbeitet. Einen hohen Anteil der über CAD/CAM-Systeme hergestellten Arbeiten stellen vollkeramische Kronen- und Brückengerüste, welche mit einer Aufbrennkeramik abschließend verblendet werden.

Schematische Darstellung der maschinellen Fertigung mittels CAD/CAM-Technologie:

Digitalisierung

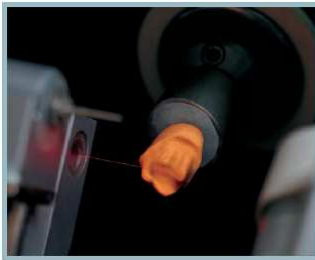


Abb. 6: Scannen von Gipsmodell oder Wachsmodellierung (Sirona, Cerec®) [49].

Konstruktion

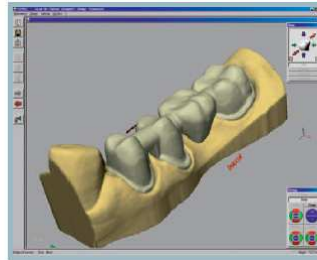


Abb. 7: Virtuelle CAD-Konstruktion des Werkstücks (Sirona, Cerec®) [49]

Bearbeitung

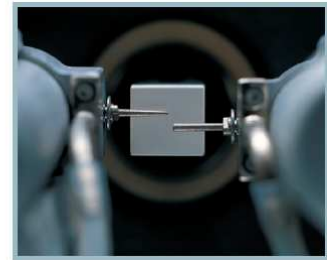


Abb. 8: Herausfräsen des Werkstücks aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken [49].

2.6.1 Die Vermessung der Präparation

Im ersten Schritt auf dem Wege zum CAD/CAM gefertigten Zahnersatz muss die Präparation digital vermessen werden. Dies kann intraoral mittels Mundkamera, extraoral mittels Laser oder Streifenlichtprojektion erfolgen. Neben der optischen Datenerfassung kann das Präparationsmodell extraoral auch mechanisch vermessen werden [80, 122, 138]. Dabei wird die Objektoberfläche mit einer Nadel abgetastet. Aus der großen Menge von Messpunkten resultieren jedoch lange Messzeiten. Des Weiteren wird die Qualität der Vermessung durch die mechanischen Eigenschaften der Abtastnadel begrenzt. Sind an ebenen Oberflächen sehr hohe Genauigkeiten von bis zu 1 μm zu erzielen, so können an steilen Präparationsabhängen und Kavitätenwänden in Folge von Verbiegung und Torsion der dünnen Abtastnadel Messungenauigkeiten von bis zu 100 μm auftreten [6, 90]. Die Anwendung von starren, massiveren Abtastnadeln, die geringere Torsionsempfindlichkeit zeigen, macht das Vermessen von Vertiefungen, wie sie z.B. bei Inlays und Onlays auftreten, jedoch unmöglich. Diese Problematik tritt bei optischen Systemen, die berührungslos arbeiten, nicht auf. Kommen extraoral Punktsenso-

ren oder Liniensensoren zum Einsatz, so werden intraoral schneller arbeitende Flächensensoren zur optischen Abtastung angewandt, die kürzeste Messzeiten garantieren [6, 147]. Aufgrund physikalischer Gesetzmäßigkeiten weisen Flächensensoren jedoch geringere Messgenauigkeiten auf als Liniensensoren. Trockenlegung und Beschichtung der Zahnoberfläche mit Lack oder weißem Pulver ist für eine genaue intraorale Vermessung unumgänglich, da Reflektion und Streuung die Qualität der optischen Datenerfassung erheblich beeinflussen. Gips (α -Halbhydrat ohne Kunststoffverstärkung) hingegen stellt aufgrund seiner Oberflächenbeschaffenheit ein ideales Medium für optische Abtastsysteme dar. Störende Blutungen, Speichelfluss oder Sulkusfluid als weitere problematische Faktoren bei der intraoralen optischen Erfassung sind für die extraorale Vermessung (z.B. des Sägemodells) von keinerlei Relevanz [78]. Voraussetzung ist allerdings eine korrekt durchgeführte suffiziente Präzisionsabformung, die den prothetischen Anforderungen genügt. Werden extraoral z. Zt. Messgenauigkeiten zwischen 10-15 μm erreicht, so liegen diese intraoral zwischen 20-30 μm [89].

Unter Gewichtung der oben genannten Faktoren kann somit den extraoralen optischen Vermessungssystemen höheres Potential bescheinigt werden, was durch die Entwicklungstendenz Markt führender Hersteller zu jenen Systemen hin zusätzlich bestätigt wird [94]. Doch wie arbeiten diese optischen Systeme und wo liegen ihre Grenzen?

2.6.2 Triangulationsverfahren

Die meisten optischen Messverfahren arbeiten nach dem Prinzip der Triangulation. Grundlage bildet die Geometrie eines Dreiecks, dessen Punkte durch Projektor, CCD-Kamera (charged-coupled-device) und den durch einen projizierten Lichtstrahl beleuchteten Oberflächenpunkt des abzubildenden Objekts definiert werden. Die Kenntnis der Basisbreite und des Winkels zwischen Lichtstrahl und Basis ermöglicht die Berechnung der Lokalisation des Schnittpunktes in Bezug zur Basis [6, 80, 90, 147].

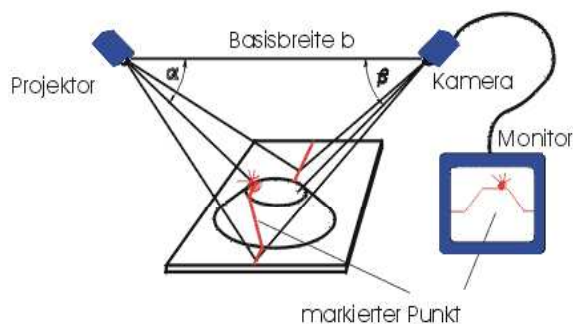


Abb. 9 : Triangulationsgeometrie

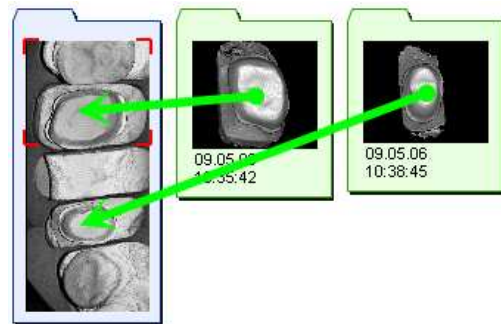


Abb. 10 : Kombination von Draufsichtaufnahme und Rotationsaufnahme zur Steigerung der Präzision (Sirona, Cerec®) [49].

Abschattungen des Messfeldes, die, bedingt durch den Winkel zwischen Projektions- und Beobachtungsachse, bei tiefen Präparationen, Kavitätenwänden und Nachbarzähnen auftreten können, werden unter Einsatz neuerer kollinearer Messverfahren verhindert. Hier liegen beide Strahlengänge auf der gleichen Achse, Abschattungen werden somit ausgeschlossen. Die Abtastung von steilen Flächen führt jedoch zu weit auseinander liegenden Messpunkten und somit zu höheren Ungenauigkeiten. Um eine hoch präzise dreidimensionale Erfassung dennoch gewährleisten zu können, wird das Objekt mehrseitig gescannt und digital zusammengefügt (Abb. 16). Ist für einzelne Kronengerüste oder Inlays die Digitalisierung jener Oberflächendaten ausreichend, so müssen bei Brückenkonstruktionen die Nachbarzähne und die räumliche Zuordnung der einzelnen Stümpfe zueinander zusätzlich erfasst werden, um über CAD den Zahnersatz generieren zu können, welcher der jeweils vorliegenden prothetischen Situation genügt [137].

2.6.3 CAD-Konstruktion

Auf Grundlage des digitalisierten Datensatzes der prothetisch zu versorgenden Präparation soll nun der passende Zahnersatz generiert werden. Die Konstruktion der Außenhülle des zu erstellenden Werkstücks erfolgt unter Anwendung mathematischer Algorithmen. Kontaktpunktbeziehungen zu Antagonisten und Nachbarzähnen können unter Einbezug gescannter okklusaler und funktioneller Registrate festgelegt werden.

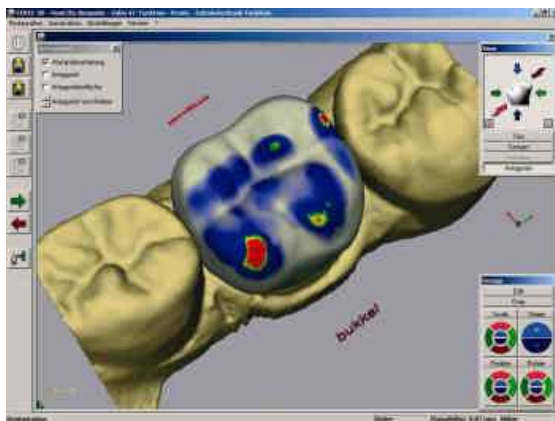


Abb. 11: Cerec®-CAD-Modul [49]

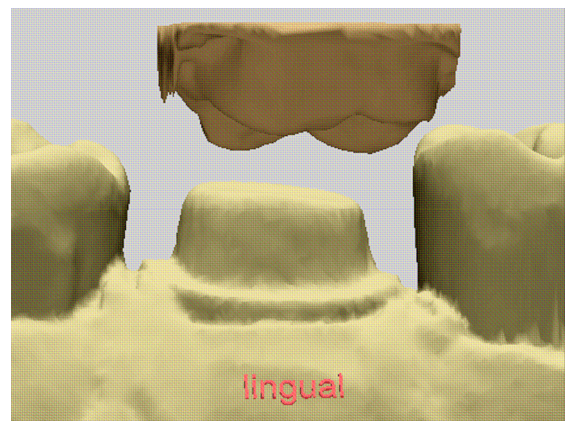


Abb. 12: Cerec®-CAD-Modul [49]

Zur Gestaltung der Kaufläche wird von vielen Systemen auf Zahnbibliotheken zurückgegriffen, die tausende Naturzahnvorlagen enthalten [78, 94]. Bei der Konstruktion von Kronen- und Brückengerüsten kann eine höckerunterstützte Gerüstgestaltung verwirklicht und der Einhaltung gleichmäßiger Schichtstärken der Verblendkeramik Rechnung getragen werden.

Eine weitere Konstruktionsmöglichkeit besteht in der digitalen Vereinigung einer eingescannten, aufgewachsenen Modellation des Zahnersatzes unter Einbeziehung des Datensatzes der vermessenen Präparation.

2.6.4 CAM-Fräßprozess

Liegt die fertige CAD-Konstruktion des zu erstellenden Zahnersatzes vor, so erfolgt im nächsten Schritt das Festlegen der Fräsbahnen für den subtraktiven Formgebungsprozess. Diese Aufgabe übernimmt das CAM Modul. Variablen wie Vorschub, Bearbeitungswege, Werkzeug, Zustellung und Kollisionsprüfung müssen in das Fertigungskonzept integriert werden, um einen reibungslosen Ablauf des Fräsprozesses gewährleisten zu können [78, 80, 94]. Dank moderner Software ist es möglich, den mittels CAM-Modul generierten Fräsprozess vor der Fertigung virtuell zu simulieren. Mit der Zunahme der Bewegungsrichtungen und Achsen neuerer Frässysteme steigt auch die Komplexität der NC-Programme. Als Grund dafür ist die Weiterentwicklung hin zu hoch differenzierten Kollisionsprüfprogrammen anzusehen, die immer höheren Anforderungen genügen müssen. Ihre Aufgabe besteht darin, mögliche Konflikte zwischen Fräsbahnen und Hindernis aufzudecken, zu umgehen und somit eine Verletzung des Werkstücks durch die Schleifkörper zu vermeiden [78, 80, 94]. Die Bearbeitung kann mit dreiachsigen bis fünfachsigen Frässystemen erfolgen. Aus wirtschaftlichen und verarbeitungstechnischen Aspekten sind jedoch fünfachsige Systeme vorzuziehen, da diesen neben drei linearen Achsen noch zwei Rotationsachsen zur Verfügung stehen, die die Fertigung von Hinterschneidungen ermöglichen. Somit kann in nur einer Aufspannung die Außenform einer Vollkeramikkrone bearbeitet werden, die Arbeitszeit zum Umspannen wird eingespart. Da durch die zwei Rotationsachsen das Werkzeug im optimalen Anstellwinkel zur Bearbeitungsebene ausgerichtet werden kann, werden die Zerspanbedingungen verbessert: höhere Maßgenauigkeit und Oberflächengüte sind das Resultat [78, 80, 94].

Das Fräsen des Werkstücks lässt sich in zwei Bearbeitungsschritte unterteilen. Zuerst erfolgt eine grobe Ausarbeitung der Freiformflächen. Auf das konturbegrenzte Ausräumen (Schruppen) folgt die Feinarbeit, das flächengeführte Schlichten. Beide Arbeitsschritte haben hinsichtlich optimaler Prozessgestaltung unterschiedliche Schwerpunkte. Liegt die Zielsetzung beim Schruppen im Erhalt eines möglichst hohen Zerspanvolumens, so soll das Schlichten im Anschluss ein Höchstmaß an Form- und Oberflächengüte garantieren [78].

2.6.5 Das Cercon®-System

Mit der Entwicklung des DCM®-Systems (Direct Ceramic Machining) an der eidgenössischen technischen Hochschule (ETH) Zürich unter *Prof. Dr. Schärer* und *Prof. Dr. Gauckler* wurde der Grundstein für die Weißkörperverarbeitung der Hochleistungskeramik Zirkoniumdioxid gelegt [134]. Mit dem Erwerb der Rechte am DCM®-Verfahren stand der Weiterentwicklung hin zum System Cercon® smart ceramics durch die Firma DeguDent GmbH (damals Degussa Dental GmbH) nichts mehr im Wege. Das System besteht aus folgenden Komponenten:

2.6.5.1 Cercon®brain

Die konventionell erstellte Wachsmodellation wird in einem Modellrahmen befestigt und mit einem Laser der Klasse II mit einer Genauigkeit von $\pm 10 \mu\text{m}$ optisch abgetastet. Nach Aufnahme und Umsetzung der Daten in das Fräsprogramm erfolgt der Schleifprozess. Eine Dreh- und Wendeeinheit führt den Zirkoniumdioxidrohling dabei über zwei Frässpindeln, die in zwei Arbeitsschritten den Blank erst grob, dann fein ausarbeiten. Da vorgesinterte Y-TZP-Rohlinge Verwendung finden, wird der individuelle materialspezifische Vergrößerungsfaktor des jeweiligen Rohlings in der Ausarbeitung berücksichtigt. Für das Scannen und Fräsen werden für Einzelkronen ca. 26 min., für dreigliedrige Brücken ca. 50 min. und für viergliedrige Brücken ca. 65 min. veranschlagt. Die Absaugung des Frässtaubs übernimmt die Absaugeinheit Cercon®clean.



Abb. 13: eingespannte Wachsmodellation [48]

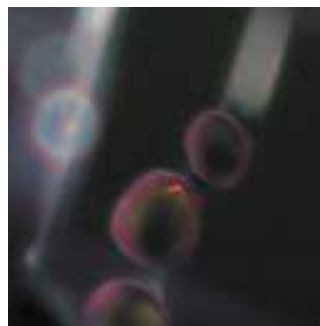


Abb. 14: Scannen [48]



Abb. 15: Fräsen [48]

2.6.5.2 Cercon®heat

Bei einer Temperatur von 1350°C wird der ausgefräste Rohling für etwa sechs Stunden dichtgesintert. Dabei erfährt er eine Volumenabnahme von ca. 25-30%. Die Dichte des Zirkoniumdioxids steigt auf nahezu 100%.



Abb. 16: Cercon brain [48]



Abb. 17: Cercon heat [48]

Cercon®base

Die Cercon®base Zirkoniumdioxid-Rohlinge bestehen aus Y-TZP (Yttrium Oxide stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) mit folgenden Zusätzen:

Yttriumoxid	5 %
Hafniumoxid	< 2 %
Aluminiumoxid + Siliziumoxid	< 1 %
(Zusammensetzung gesamt 100 %)	

Werkstoffkunde-Angaben laut Hersteller:

WAK	10,5 (25 –500°C)
Farbe	Weiß, A2
Biegefestigkeit	ca. 900 MPa
Elastizitätsmodul	210 GPa



Abb. 18: Cercon base [48]

Die Rohlinge sind in den Maßen 12 mm, 30 mm, 38 mm und 47 mm erhältlich und erlauben volles Ausschöpfen des freigegebenen Einsatzspektrums, angefangen bei der Einzelkrone bis zur 4-gliedrigen Front- bzw. Seitenzahnbrücke mit einer anatomischen Länge von bis zu 38 mm. Jeder Rohling ist mit einem Barcode gekennzeichnet, der das Cercon®-System über Materialdaten und Chargennummern informiert. Neben der Größe wird im Barcode auch die individuelle, zu erwartende Sinterschrumpfung vermerkt, die materialspezifisch von Rohling zu Rohling variiert. Anhand dieser Daten werden für jeden Rohling Variablen wie Fräsgröße und Brennzeit errechnet und im Fertigungsprozess berücksichtigt.

Mit Abschluss des Brennvorgangs erhält das dichtgesinterte, hochfeste Zirkoniumdioxidgerüst die maßstabsgetreue Größe der aufgewachsenen Vorlage und kann nun im nächsten Arbeitsschritt verblendet werden. Hierfür eignet sich die vom Hersteller De-guDent® empfohlene Verblendkeramik Cercon®ceram S, welche hinsichtlich Wärmeausdehnungskoeffizienten auf die Cercon®base Keramik abgestimmt ist. Mit einer Biegefestigkeit von 80 MPa liegt die Verblendkeramik deutlich über der Normforderung von 50 MPa [48].



Abb. 19: Brennvorgang [48]

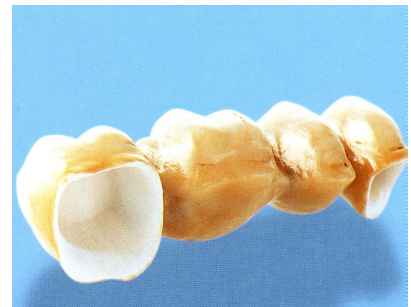


Abb. 20: Verblendung [48]

Zusätzlich zur Schichttechnik steht dem Zahntechniker mit Cercon®ceram express auch ein Pressverfahren zur Verfügung, welches ein Überpressen des Zirkoniumdioxidgerüsts mit auf den WAK von Cercon®base abgestimmter Dentalkeramik erlaubt.

2.6.5.3 Indikationsbereich

Neben der Anfertigung maximal viergliedriger Front- und Seitenzahnbrücken ist seit kurzem auch die Indikation „Cercon®-Inlay-Brücke“ freigegeben. Erweiterungen des Einsatzspektrums auf z.B. Adhäsivbrücken und Extensionsbrücken mit bis zu 47 mm anatomischer Länge erfolgen durch DeguDent® sehr restriktiv. Um den mechanischen Anforderungen, die sich aus dem freigegebenen Indikationsspektrum ergeben, gerecht zu werden, muss der Konnektorenquerschnitt des Zirkoniumdioxidgerüsts bei Brücken eine Fläche von mindestens 9 mm² aufweisen. Die okklusale und axiale Gerüstwandstärke darf 0,4 mm nicht unterschreiten.

Seid kurzem kann das System Cercon® smart ceramics auch um ein CAD-Modul ergänzt werden. Mit Cercon®design wird eine computergesteuerte Konstruktion von Kronengerüsten ermöglicht. Durch einen speziellen Positionierungsrahmen (Cercon® design Scan-Halter) können Kronenstümpfe in der Einheit Cercon®brain anstelle der üblichen Wachsmodellation eingespannt und abgetastet werden. In der Menüführung werden anschließend alle Parameter wie Wandstärke und Zementspaltbreite, die in das Fertigungskonzept des Gerüsts integriert werden müssen, festgelegt. Durch Mausklick wird der Fräsvorgang gestartet, das Kronengerüst entsteht. Im nächsten Schritt ist von DeguDent® die Einführung der Systemkomponente Cercon®Scan vorgesehen. Durch einen separaten Scanner kann das Einsatzspektrum auf die CAD-Konstruktion von Brückengerüsten ausgeweitet werden [48].

2.6.6 CEREC inLab

Das von Mörmann und Brandestini 1980 entwickelte Konzept der Cerec®-Methode entstand aus dem Bedürfnis, randdichte und dauerhaft zahnfarbene Restaurationen computergestützt zu fertigen [3, 14]. Seit seiner Markteinführung 1986 wurde das Cerec®-System in seinen Hard- und Softwarekomponenten 1994 und 2000 überarbeitet und kann heute dank fortschrittlicher Rechnerleistung ein breites Indikationsspektrum im chairside-Verfahren offerieren. Kommt das aktuelle System Cerec®3d ausschließ-

lich in der Zahnarztpraxis zum Einsatz, so steht dem Zahntechniker mit Cerec® inLab ein CAD/CAM-Verfahren zur Verfügung, welches ähnlich wie Cercon® smart ceramics die Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten ermöglicht. Mit spezieller Hochleistungssoftware ist es zusätzlich möglich, neben Gerüsten auch Kronen, Veneers, Inlays und Onlays zu konstruieren [49].

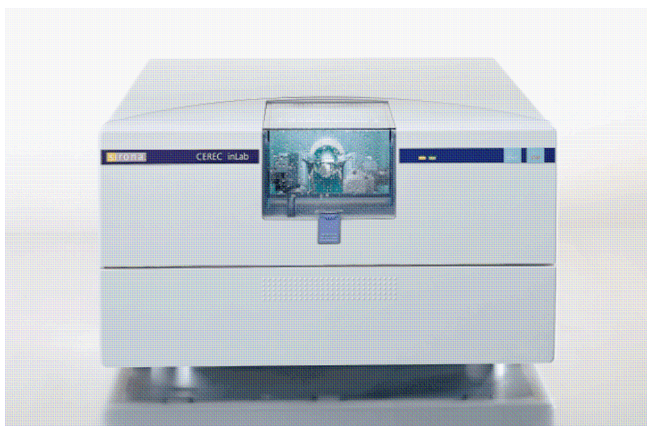


Abb. 21: Cerec Schleifeinheit [49]

Die 2x3-Achsen-Zwillings-Schleifeinheit ist mit zwei Fingerschleifern ausgestattet. Zur optischen Vermessung der Präparation kommt ein Laser-Scanner mit einer Auflösung von 25 µm zum Einsatz, der nach dem Prinzip der aktiven Triangulation den Gipsstumpf vermisst. Die Ansteuerung erfolgt über

einen handelsüblichen Computer (Betriebssystem Windows, Microsoft®, USA), der mittels Funkmodul mit der Schleifeinheit im Datentransfer steht. Nach beendeter optischer Abtastung des Gipsmodells kann so das Datenpaket bequem in das CAD-Programm überführt werden, in welchem die Konstruktion des Werkstücks erfolgt.

Lassen sich mit der Softwarekomponente Framework® 3D Kronenkäppchen und Brückengerüste mit einer anatomischen Länge von bis zu 40 mm realisieren, so steht mit VInCrOn® 3D ein Programm zur Verfügung, welches die Konstruktion ganzer Restaurationen erlaubt (Veneers, Inlays, Kronen und Onlays) [49].

Das Generieren eines prothetisch suffizienten Zahnersatzes erfolgt in mehreren Schritten, in denen viele einzelne konstruktionsspezifische Variablen, wie z.B. die Anatomie des Kauflächenreliefs, Kontaktpunktbeziehungen zum Bißregistrator, Approximalkontakte, Mindestschichtstärken, etc. festgelegt werden müssen. Dank virtueller Simulation des Schleifprozesses kann die generierte Restauration von Zahnarzt und Patient begut-

achtet werden, bevor die Schleifeinheit anhand der gesendeten Daten mit dem Fräsprozess beginnt.

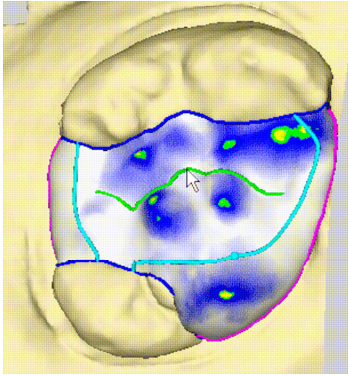


Abb. 22: markierte Kontaktpunkte des Okklusionsreliefs [49]

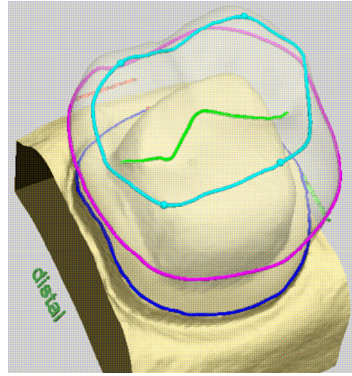


Abb. 23: editierte Konstruktionslinien [49]

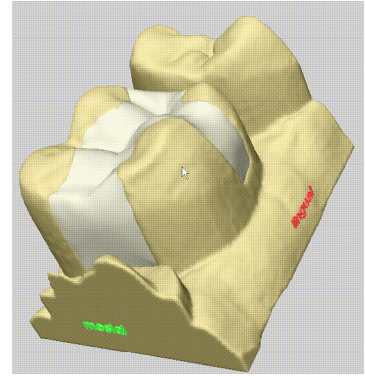


Abb. 24: virtuelle 3D-Ansicht des Werkstücks [49]

2.6.7 Weitere CAD/CAM-Systeme

2.6.7.1 Precident®-System

Von der Firma DCS in Zusammenarbeit mit *Schlegel*, *Graber* und *Besimo* seit Anfang der 90er Jahre zur Marktreife entwickelt, steht mit dem Precident®-System ein CAD/CAM-System mit hohem Automatisierungsgrad zur Verfügung, welches die gleichzeitige Herstellung mehrerer Kronen- und Brückengerüste aus In-Ceram, Titan, oder durchgesintertem Zirkoniumdioxid erlaubt. Der optischen Vermessung von bis zu 14 Einzelstümpfen durch den Scanner PRECISCAN® folgt die Datenaufbereitung durch die Software DENTFORM® [55, 111].



Abb. 25: Precimill® [55]

Das Ausschleifen übernimmt die mit einem 3,5 Achssystem ausgestattete Schleifeinheit PRECIMILL® (drei Interpolier-Achsen, eine Positionier-Achse). Mit dem System PRECISMART® steht eine preisgünstigere Alternative zur Verfügung, die auf die Konstruktion von bis zu fünf Gliedern ausgelegt ist. Automatisches Wechseln von Werkzeugen und das Fräsen von bis zu 30 Gerüsteinheiten mit einer Bestückung, ermöglicht einen 24 Stunden Dauerbetrieb [55, 111].

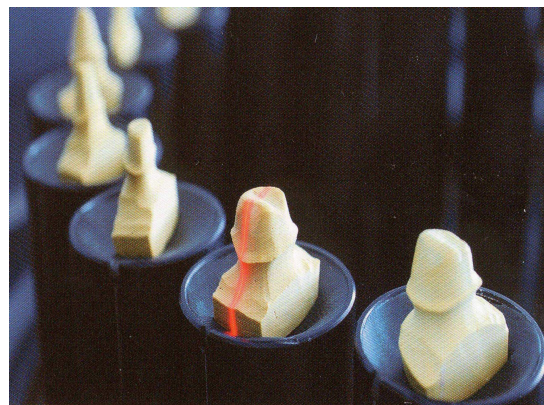


Abb. 26: Preciscan® [55]

**Abb. 27:** Procera® [50]**Abb. 28:** Cicero® [53]**Abb. 29:** Everest® [52]

Das Procera®-Verfahren wurde von dem Schweden *Anderson* entwickelt und befindet sich seit 1993 auf dem Markt. Neben CICERO® beschreibt dieses Verfahren den Weg der zentralisierten Fertigung. Hohe Investitionskosten für die Anschaffung eines CAM-Systems entfallen. Die Daten der mechanischen Abtastung werden mittels elektronischer Datenübertragung an ein von Procera® betriebenes Fräszentrum übermittelt [80, 111].

Das CICERO®-System, 1993 von Elephant® Dental von *van der Zel* vorgestellt, arbeitet mit einem optischen Lichtschnittverfahren zur 3D-Datenerfassung. Die Dateninformation wird wie bei Procera® in ein Zentrallabor transferiert, wo die weitere Verarbeitung stattfindet. Als Besonderheit ist die mehrphasige Verarbeitung unterschiedlicher Keramiken in mehreren Schichten anzusehen [111].

Mit dem Everest®-System von KaVo® kommt neben der Verarbeitung konventioneller Keramiken erstmals auch eine vorgesinterte Zirkoniumdioxidsilikatkeramik [Everest HPC (High Performance Ceramic) Blanks] zum Einsatz, welche als besondere materialspezifische Eigenschaft keinerlei Schrumpfungsverhalten beim Dichtsinterungsprozess mehr aufweist. Geringe Form- und Passungengenauigkeiten, wie sie bei Systemen gegeben sein können, welche die zu erwartende Sinterschrumpfung im Fertigungsprozess berücksichtigen müssen, werden so umgangen [111]. Mit einer Biegefestigkeit von 340 MPa scheint die Zirkoniumdioxidsilikatkeramik für die Anfertigung von Vollkeramikronen im Molarenbereich geeignet zu sein.



Abb. 30: *Lava®* [51]

Das Lava®-System der Firma 3M Espe® arbeitet mit vergleichbarer Vorgehensweise wie das Cercon®-System. Auch hier kommen vorgesinterte Zirkoniumdioxidrohlinge zum Einsatz, deren Schrumpfung beim Festsintern durch vorheriges Ausschleifen mit einem berechneten Vergrößerungsfaktor ausgeglichen wird. Die Konstruktion des Werkstücks geschieht mit Hilfe eines CAD-Programms, wie es auch beim Cercon®-System seit kurzem angeboten wird [111].

2.6.8 Bewertung der Systeme

Die oben vorgestellten Systeme geben einen kleinen Einblick in das breite Verfahrensspektrum moderner CAD/CAM-Systeme. Weitere Systeme wie Digident® von Girschbach, das Decim/Densir®-System oder das Xawex®-Verfahren sollen zur Vollständigkeit genannt werden [111]. Bis auf Cerec® 3 beschreiten alle CAD/CAM-Systeme den Weg der extraoralen Datenerfassung, die eine konventionelle Abformung und Modellherstellung voraussetzt. Mit dem intraoralen Digitalisierungsverfahren von Cerec® können diese Schritte zwar umgangen werden, doch ist die Anwendung auf Einzelzahnversorgungen beschränkt. Grundsätzlich ist festzustellen, dass die Qualität der CAD/CAM gefertigten Restauration durch die Summe aller Fehler, die während des Durchlaufens des Herstellungsprozesses auftreten können, determiniert wird. Fehleranfälligkeit lässt sich schon bei der Datenerfassung finden. Hier spielen Variablen, wie die Auflösung der CCD-Kamera, die Projektionsart des strukturierten Lichts oder auch die Anzahl der Achsen des Messsystems eine wesentliche Rolle. Eine Datenfilterung zur Elimination von Fehlern ist nicht geeignet. Interaktionen zwischen Anwender und CAD/CAM-System lassen ebenfalls Raum für Bedienungs- und Konstruktionsfehler, deren Auswirkungen auf die Gesamtpräzision des Systems eine schwer fassbare Größe darstellen

[78]. Ein Schwerpunkt in der Systementwicklung liegt deshalb in der Programmierung einer leistungsstarken CAD-Software, die mit vertretbarem Schulungsaufwand intuitive und anwenderfreundliche Nutzung ermöglicht. Als Minimalanforderungen an moderne CAD-Programme werden folgende Software-Komponenten angesehen [78]:

- automatische Erkennung der Präparationsgrenze
- Einstellungsmöglichkeit der Schichtstärke von Kronen- oder Brückengerüsten, der Lage der Brückenglieder, sowie der Form, Stärke und Lage der Verbinder
- Veränderung der Zementspaltbreite zur Modifikation der Passung

Bei Systemen, die zur reinen Gerüsterstellung ausgelegt sind, reduziert sich neben dem notwendigen Umfang der Datenerfassung auch die Anforderung an die CAD-Software.

Systeme, Hersteller	Befestigung		Indikationen								Material										
	adhäziv	konv. Zement	Inlay	Onlay / teilkronen	Kronengerüst	Vollkronen	3gliedriges Brückengerüst	Brückengerüst (ZrO ₂) mehr als 3gliedr.	bis 14gliedr. Brücken mit Kaufflächen	Suprastrukturen Brücken mit Kaufflächen	Implantat-Kunststoff	NEM	Titan	Edelmetall	Silikatkeramik	Al ₂ O ₃ – porös	Al ₂ O ₃ – dichtgesintert	Al ₂ O ₃ / ZrO ₂ – Schlicker/ Pulver	ZrO ₂ – porös	ZrO ₂ – dichtgesintert	ZrO ₂ –gehippt
Lava®	+	+			+		+	+					+							+	
Bego Medifactoring		+			+	+	+	+		+		+	+	+							
CICERO®	+				+	+	+			+								+			
ce.novation	+				+	+	+											+			
Pro 50™	+	+			+	+	+	+		+			+	+			+			+	+
DCS Precident®	+	+	+	+	+	+	+		+	+	+		+		+		+		+	+	+
DECIM	+	+	+	+	+	+	+			+					+						+
Cercon® smart ceramics	+	+			+	+	+	+												+	
Perfactory®		+			+	+					+										
Etikon	+	+			+		+	+	+		+		+	+	+	+			+		+
GN-I	+		+		+	+					+		+	+	+						
diGident	+	+	+		+	+	+	+	+	+			+	+	+	+			+		+
ZFN-Verfahren		+			+		+						+	+							
Xawex Dentalsystem	+	+			+	+	+												+		
Everest®	+	+	+	+	+	+	+			+			+		+				+		
CELAY®	+	+			+	+									+		+				+
Procera®		+		+	+		+				+		+					+			
CEREC®	+		+	+	+	+		+		+							+				+
EDC®		+			+		+											+			
WOL-CERAM®	+	+			+		+				+				+			+			

Tab.3: Systeme und Materialverarbeitung

3 Material und Methode

3.1 Übersicht

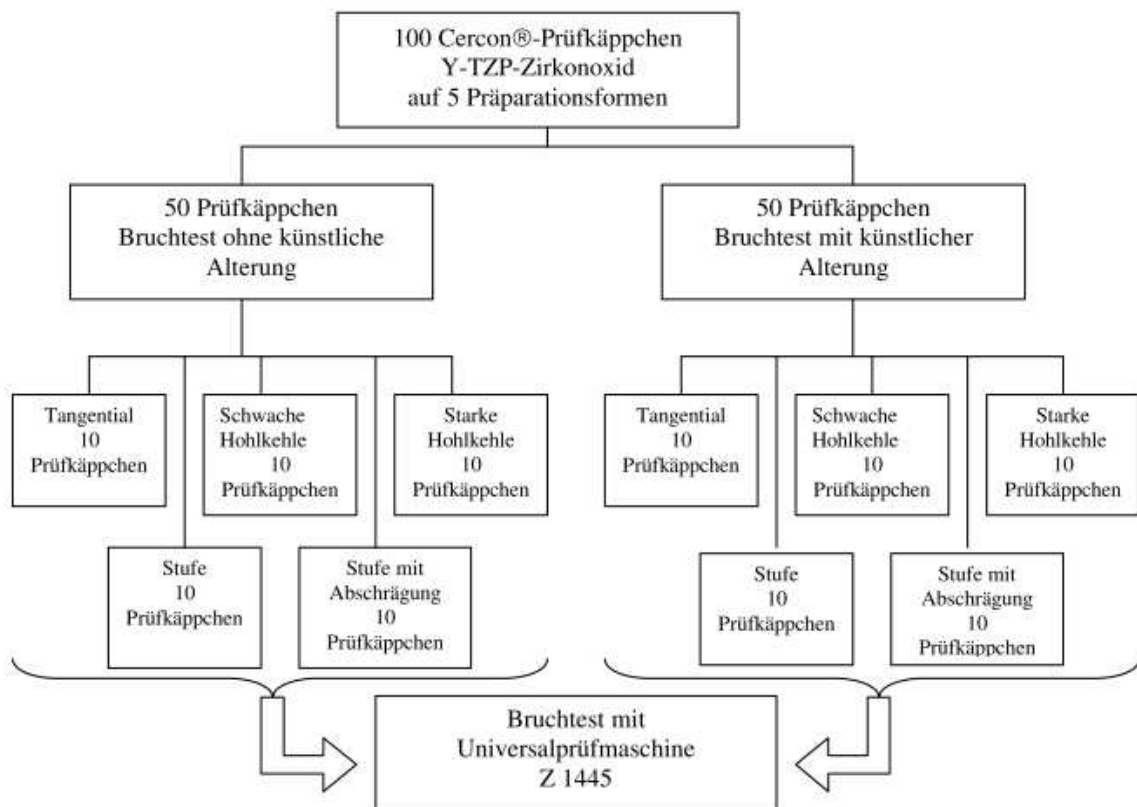


Abb. 31: Probenverteilung

3.2 Modellherstellung

Zur Herstellung der Stumpfmodelle für die Aufnahme der Zirkoniumdioxid-Käppchen wurden fünf Frasacomolaren mit den Präparationsgeometrien

- Stufe (1,0 mm)
- Stufe mit Abschrägung (1,0 mm)
- Tangentialpräparation
- Starke Hohlkehle (1,0 mm)
- Schwache Hohlkehle (0,5 mm)

von Hand präpariert und mit einer Parallelfräse nachgearbeitet. Dadurch konnte ein Konuswinkel von 8° exakt eingeschliffen werden. Anschließend wurden die Frasacomolaren mit Doubliermasse [Adisil blau, Siladent®] in eine Kuvette eingebettet und von jeder Präparation vier Wachspostive durch Injektion von flüssigem Modellierwachs erstellt. Nach Entfernung von Pressfahnen und Gusskanälen mittels Skalpell konnten die Wachsmodelle eingebettet (Siladent®, Jet 2000) und in Metall (Co-Cr-Legierung Remanium 800, Dentauro®) übertragen werden. Um eine korrekte Aufnahme und Fixation der Metallstümpfe in der Universalprüfmaschine Z 1445 (Zwick, Ulm) bzw. in einem Parallelfräsgerät gewährleisten zu können, mussten die Prüfstümpfe mit einem Autopolymerisat (Paladur, Heraeus® Kulzer) gesockelt werden. Zur Nachbearbeitung wurden mittels Parallelfräse die jeweiligen Präparationsgeometrien nochmals nachgezogen und konturiert. Abschließendes Glätten aller Flächen und Abrunden scharfer Kanten mit Hartmetallfräsern, Brownies und Greenies verbesserte die Oberflächengüte der Prüfstümpfe und ermöglichte bessere standardisierte Ausgangsverhältnisse für den Bruchtest.



Abb. 32: Wachspostive aus Modellierwachs



Abb. 33: gesockelte Metallstümpfe, Präparationsgrenze für anschl. Scanschwarz markiert

3.2.1.1 Herstellung der Kronengerüste

Die Kronengerüste wurden mit dem Cercon®-System gefertigt. Da hierzu ein Gipsmodell als Vorlage benötigt wurde, erfolgte von jedem Metallstumpf eine Abdrucknahme mit Polyethermasse (Impregum, 3M Espe®), die zweimal ausgegossen wurde. So erhielt man zu jeder Präparation zehn Gipsmodelle. Die Herstellung der Gerüste übernahm die Firma DeguDent® in Hanau. Das Herstellungsverfahren mit Cercon® smart ceramics sei im Folgenden kurz beschrieben: Durch Auftragen eines Distanzlacks (Cerco, DeguDent®) bis ca. 1 mm vor die Präparationsgrenze konnte eine adäquate Zementspaltbreite von ca. 15 µm festgelegt werden. Anschließend wurden die Kronengerüste mit einer Schichtstärke von 0,4 mm in Wachs modelliert, zur Laserabtastung in einem Modellrahmen fixiert und mit Scanpuder benetzt. Mit dem Einlesen des Barcodes wurden die verfahrenstechnischen Parameter wie Größe und Dichte des jeweiligen vorgesinterten Y-TZP Zirkoniumdioxidrohlings im Fertigungsprozess berücksichtigt und mit dem berechneten Vergrößerungsfaktor das Kämpchen herausgefräst. Nach anschließendem Dichtsintern erhielt man das fertige Zirkoniumdioxidgerüst. Da die Xantopren®-Innenabformungen der von DeguDent® gelieferten Kronengerüste unter Betrachtung im Stereomikroskop (Firma Zeiss®, Göttingen) homogene, dünne Schichtstärken zeigten, wurde auf das Aufpassen verzichtet. Eine mögliche iatrogene Schädigung des Werkstücks als Folge gezielten Ausschleifens der Gerüstinnenseite konnte so vermieden werden.

3.3 Zementieren der Kronengerüste

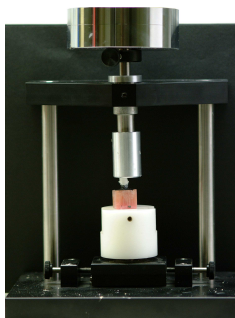


Abb. 34: Gerüst in
Zementiereinrichtung
fixiert

Die Befestigung der Kronengerüste auf den Metallstümpfen erfolgte mit Glas-Ionomer-Zement (KetacCem, 3M Espe®) unter Einhaltung der Verarbeitungsangaben. Um auch in diesem Arbeitsschritt möglichst standardisierte Bedingungen gewährleisten zu können, wurden die Kämpchen unter konstanter Krafteinwirkung von 50 N auf den Stümpfen fest zementiert. Dazu diente ein mit 5 kg beschwerter Metallstempel, der das Gerüst auf dem Stumpf während der Aushärtungsphase fixierte.

3.4 Künstliche Alterung im Kausimulator

Um den Alterungsprozess, dem die Kronengerüste unter Mundhöhleneinflüssen jahrelang ausgesetzt sind, annähernd realistisch simulieren zu können, wurden die 50 Proben für 24 Stunden in 0,2%ige Thymollösung eingelegt [16] und anschließend im Kausimulator der Universität München mit einer Kraft von 50 Newton, 1,2 Millionen mal zyklisch mit einer Frequenz von 1,2 Hz belastet. Die in destilliertem Wasser gelagerten Proben unterlagen zusätzlich durch den stetigen Austausch von 5° C und 55° C temperierten Wasserbädern 10 000 Temperaturwechseln. Unter Einbeziehung von Werten aus der Literatur entsprach die künstliche Alterung einer Fünfjahresbelastung In-vivo [69].

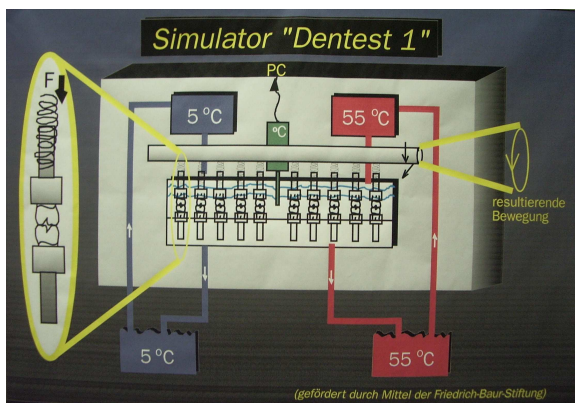


Abb. 35: Simulationsschema



Abb. 36: Münchener Kausimulator MUC 3

3.5 Bruchtest

Anschließend wurden die 50 Kronengerüste in der Universalprüfmaschine Z1445 (Zwick, Ulm) bis zur Totalfraktur belastet. Um eine gleichmäßige, gerichtete und weitgehend reproduzierbare Kraftentfaltung des Prüfstempels auf das okklusale Relief der Kappchen gewährleisten zu können, kam eine Einspannvorrichtung zur Anwendung, welche ein flexibles Ausrichten der Prüfkörper durch Linear- und Rotationsachsen erlaubte. Durch Rotation des auf dem Kronengerüst ruhenden Metallzylinders beschrieb sein halbkugelförmiges Ende (Durchmesser 8 mm), welches exzentrisch zur Zylinderachse gelagert war, eine Kreisbahn. Dadurch wurde eine weitestgehende Selbstzentrierung des Prüfstempels im angedeuteten Höcker-Fissurenrelief ermöglicht und neben der

Grobjustierung durch zwei vertikal ausgerichtete lineare Bewegungsachsen die genaue Positionierung erleichtert. Ein zwischen Stempel und Okklusalfäche eingelegtes Stück Tiefziehfolie (Polyethylenfolie, Erkodent®, Stärke 1 mm) sollte eine homogenere Kraftverteilung gewährleisten. Zur computergesteuerten Durchführung des Bruchtests wurde die Belastung des Kronengerüsts durch Vorschub des Prüfstempels um 0,5 mm pro Minute kontinuierlich gesteigert. Aus den beiden Messgrößen Kraftaufwand und Vorschubgeschwindigkeit generierte die Steuerungssoftware TestXpert® (Zwick) ein Spannungs/Dehnungsdiagramm. Als Bruchlast wurde die aufgetretene Spannung im Moment des visuellen Erkennens eines Frakturspalts definiert. Neben der visuellen Inspektion wurde auch auf akustische Signale, wie Knack- und Bruchgeräusche geachtet, die der Fraktur meist unmittelbar vorausgingen.

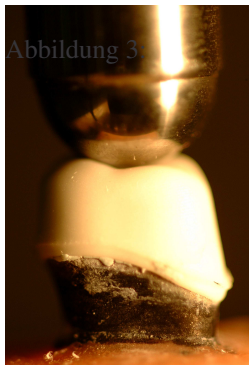


Abb. 37: *Positionierung des Stempels*

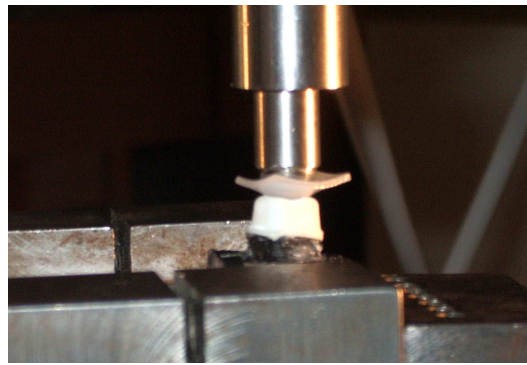


Abb. 38: *Stumpf in Bruchtestmaschine eingespannt.*



Abb. 39: *Gerüst mit Frakturspalt*

3.6 Auswertung

Die tabellarische und grafische Präsentation der Bruchlastwerte in Abhängigkeit von der Präparationsgeometrie (mit Microsoft® Excel erstellte Säulendiagramme) wurde durch die Verwendung eines Boxplot-Diagramms zur Darstellung von Medianwert und Standardabweichung komplettiert. Abschließend gab die Durchführung eines statistischen Signifikanztests, des parameterfreien U-Tests nach Mann-Whitney, Aufschluss über die Signifikanzwahrscheinlichkeit p . Hier fand das Statistikprogramm SPSS®, Version 12.0 (SPSS-Inc., USA) lizenziert für die Universität München, Anwendung.

Die Berechnung und Bedeutung der einzelnen Größen sei im Folgenden kurz beschrieben:

Mittelwert: das arithmetische Mittel als wichtiges Zentralmaß:

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

Median: Zentralwert; Mengen mit „Ausreißern“ beeinflussen empfindlich das arithmetische Mittel. Da „Ausreißer“ bei der Berechnung des Medianwertes nicht berücksichtigt werden, besitzt dieser hohe Aussagekraft.

$$m = x_{(n+1)/2} \text{ für ungerades } n$$

$$m = 1/2(x_{n/2} + x_{n/2+1}) \text{ für gerades } n$$

Standardabweichung:

Ein Maß der Streuung; beschreibt, wie sehr die Messwerte vom arithmetischen Mittel abweichen. Berechnet sich aus der Varianz: $s = \sqrt{V(x)}$

Varianz:

$$V(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$$

Anhand dieser Formeln wurde mit einem Tabellenkalkulationsprogramm (Microsoft® Excel) die Standardabweichung, der Median und das arithmetische Mittel berechnet.

Spannweite: Die Differenz zwischen dem größten und kleinsten Wert

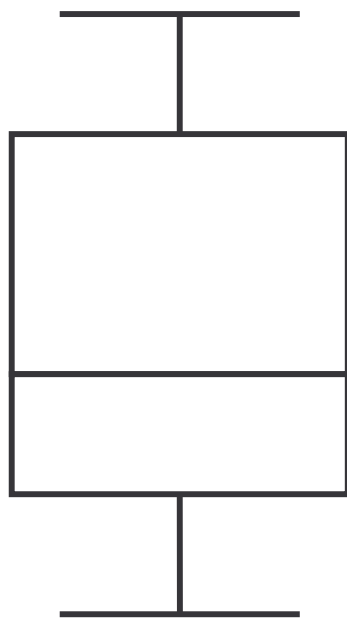
Quartile: Analoge Definition zum Median:

unteres Quartil: 25% der Werte liegen darunter

oberes Quartil: 75% der Werte liegen darunter

Signifikanztest nach Mann-Whitney:

Die Signifikanz ist ein Maß der Wahrscheinlichkeit für die Richtigkeit einer Aussage über ein Stichprobenmerkmal im Verhältnis zur Grundgesamtheit. Geprüft werden sollte, ob sich die Messergebnisse der einzelnen Präparationsformen untereinander signifikant unterscheiden. Dabei wurde ein Signifikanzniveau von 0,05 festgelegt. Lagen die mit Hilfe des SPSS®-Programms ermittelten Werte unterhalb dieser Grenze, so bestand ein signifikanter Unterschied.

Boxplot-Diagramm:

Maximum: größter gemessener Wert, der kein Ausreißer /Extremwert ist

75% Quartil

Median

25% Quartil

Minimum: kleinster gemessener Wert, der kein Ausreißer /Extremwert ist

° , * **Extremwerte/Ausreißer:** Werte, die zwischen 1,5 und 3 Boxlängen vom oberen oder unteren Rand der Box entfernt sind. Die Boxlänge entspricht dem interquartilen Bereich.

4 Ergebnisse

4.1 Tangentiale Präparation

Die Tangentialpräparation zeigte ein Bruchspektrum von 1849,92 N bis 3877,80 N bei einer mittleren Bruchfestigkeit von 2906,76 N. Der Medianwert lag bei 2821,51 N und die Standardabweichung betrug 580,70 N.

Tangentiale Präparation	
Probe:	Bruchlast in Newton [N]:
1	3405,22
2	3663,58
3	1849,92
4	2530,03
5	2911,27
6	2731,75
7	2998,01
8	2716,94
9	3877,80
10	2383,09

Tab. 4: Darstellung der Bruchlastwerte

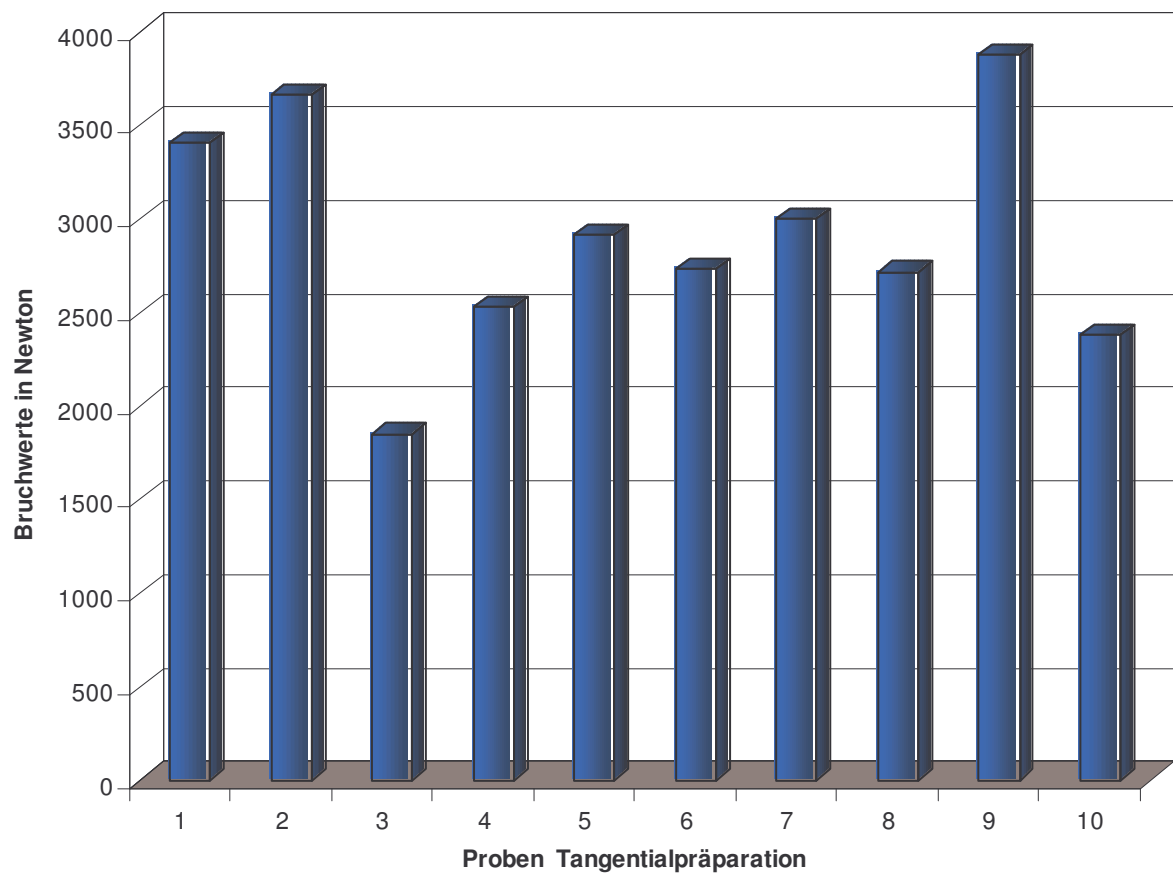


Abb. 40: Grafische Darstellung der Bruchlastwerte

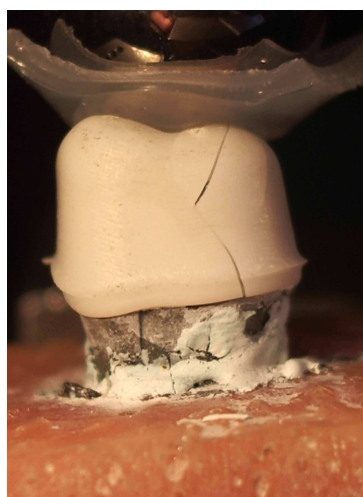


Abb. 41: Tangentialpräparation

4.2 schwache Hohlkehle

Bei der Präparationsform „schwache Hohlkehle“ streuten die Bruchlastwerte zwischen 1060,96 N und 3536,51 N. Der Mittelwert lag bei 2028,04 N; die Standardabweichung errechnete sich auf 727,82 N. Der Medianwert betrug 2543,27 N.

schwache Hohlkehle	
Probe:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1060,96
2	2264,44
3	2026,54
4	1272,61
5	1550,03
6	3536,51
7	2502,14
8	2698,63
9	1283,88
10	2084,72

Tab. 5: Darstellung der Bruchlastwerte

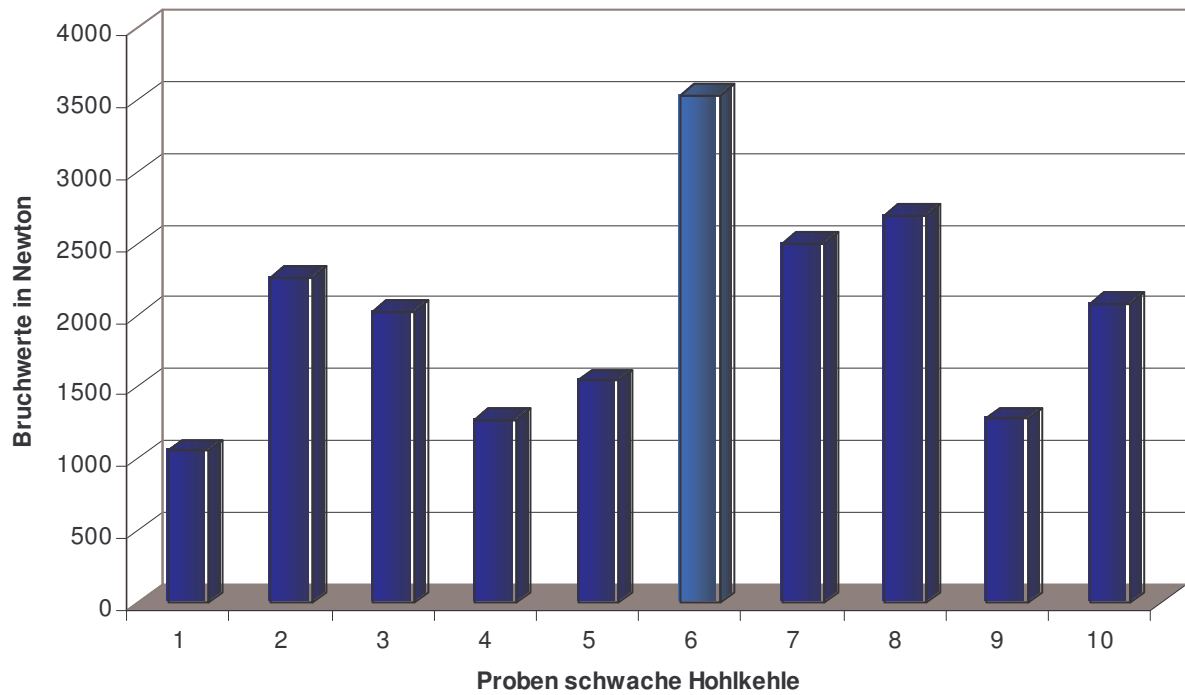


Abb. 42: Grafische Darstellung der Bruchlastwerte



Abb. 43: Schwache Hohlkehle

4.3 starke Hohlkehle

Die Bruchfestigkeitswerte für die Präparationsform „starke Hohlkehle“ lagen zwischen 1132,97 N und 2864,65 N. Für die 10 Proben errechnete sich ein Mittelwert von 2020,96 N, der Medianwert lag mit 2085,14 N in einem höheren Lastbereich. Die Standardabweichung betrug 575,40 N.

starke Hohlkehle	
Probe:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1369,37
2	1895,29
3	1132,97
4	2864,65
5	2526,50
6	2275,00
7	1386,30
8	1684,45
9	2526,50
10	2548,66

Tab. 6: Darstellung der Bruchlastwerte

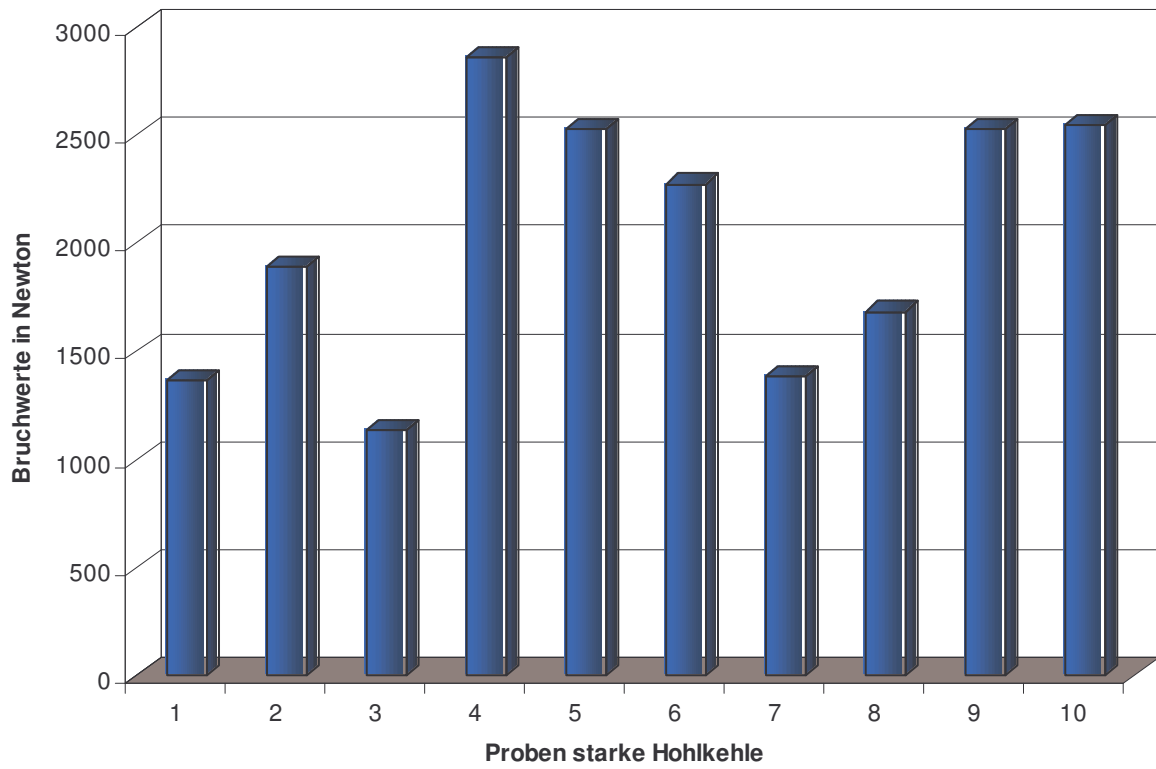


Abb. 44: Grafische Darstellung der Bruchlastwerte

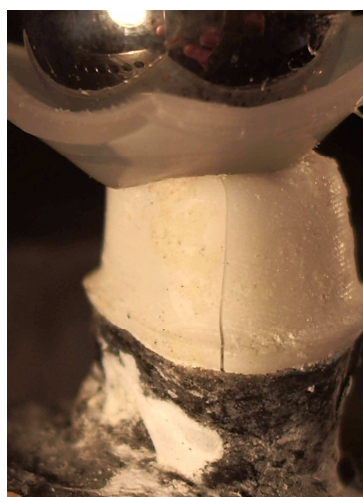


Abb. 45: starke Hohlkehle

4.4 Stufe mit Abschrägung

Mit Bruchlastwerten zwischen 1141,15 N und 2183,22 N schnitt die Präparationsform „Stufe mit Abschrägung“ am schlechtesten ab. Der Mittelwert lag mit 1940,67 N überhalb des Medianwerts von 1267,01 N bei einer Standardabweichung von 789,59 N.

Stufe mit Abschrägung	
Probe:	Bruchlast in Newton [N]:
1	2058,76
2	1595,24
3	2054,50
4	1522,92
5	1141,15
6	1392,87
7	2033,61
8	2183,22
9	4075,41
10	1349,03

Tab. 7: Darstellung der Bruchlastwerte

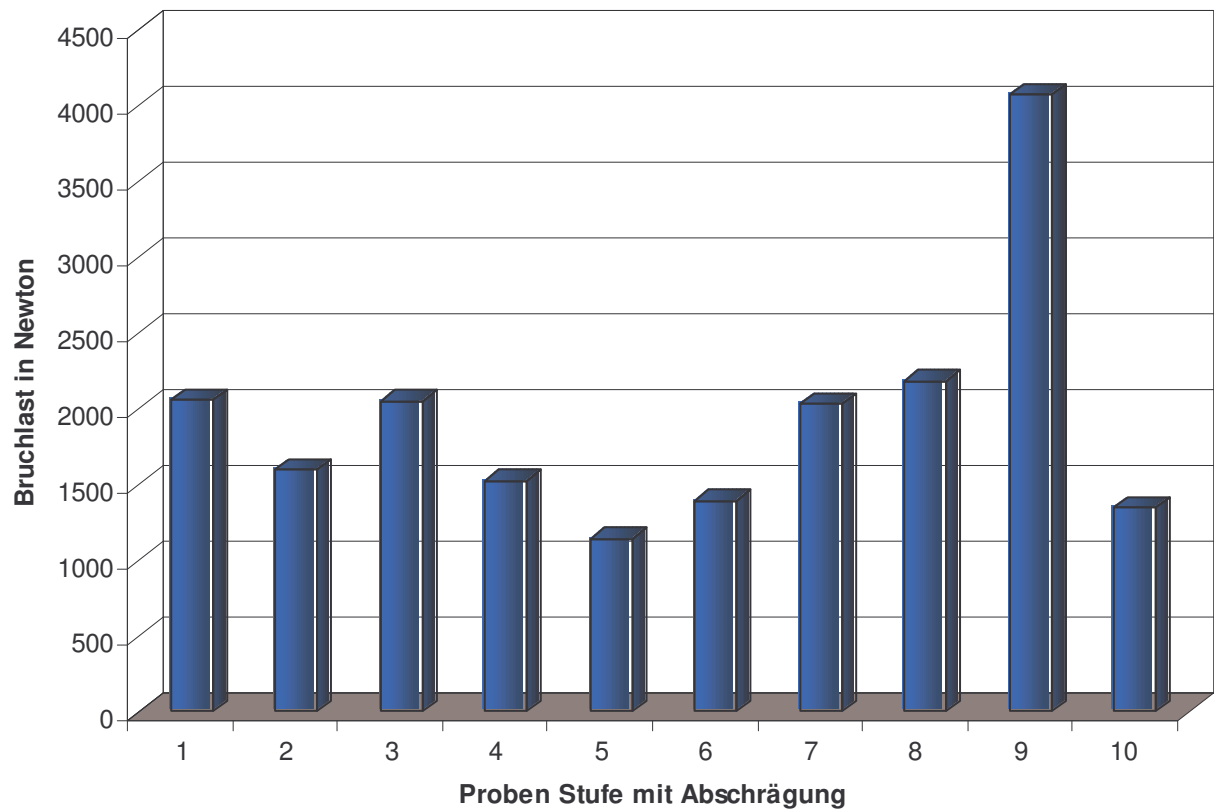


Abb. 46: Grafische Darstellung der Bruchlastwerte



Abb. 47: Stufe mit Abschrägung

4.5 Stufe

Die Stufenpräparation, die neben der ausgeprägten Hohlkehlpräparation für Vollkeramikrestaurationen als Präparationsform erster Wahl angesehen wird, erreichte eine mittlere Bruchlast von 2516,24 N. Die Festigkeitswerte streuten zwischen 1622,98 N und 3575,29 N bei einem Medianwert von 2711,73 N. Mit 548,54 N zeigte die Stufenpräparation die im Vergleich geringste Standardabweichung.

Stufe	
Probe:	Bruchlast in Newton [N]:
1	2798,84
2	2638,47
3	3575,29
4	1729,99
5	2892,80
6	2530,67
7	2452,89
8	1622,98
9	2795,13
10	2125,42

Tab 8: *Darstellung der Bruchlastwerte*

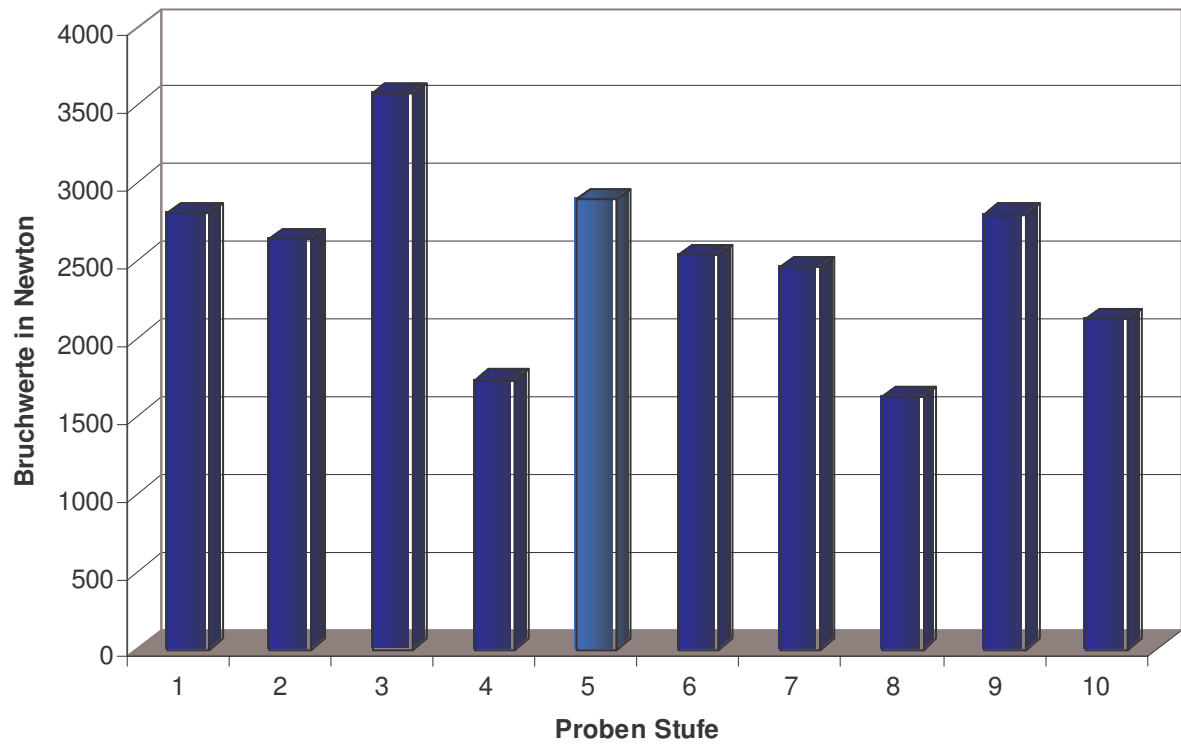


Abb. 48: Grafische Darstellung der Bruchlastwerte



Abb. 49: Stufe

4.6 Vergleich der Bruchlastwerte

4.6.1 Boxplot-Diagramm

Das folgende Boxplot-Diagramm stellt die Bruchlastwerte in Abhängigkeit der jeweiligen Präparationsform dar.

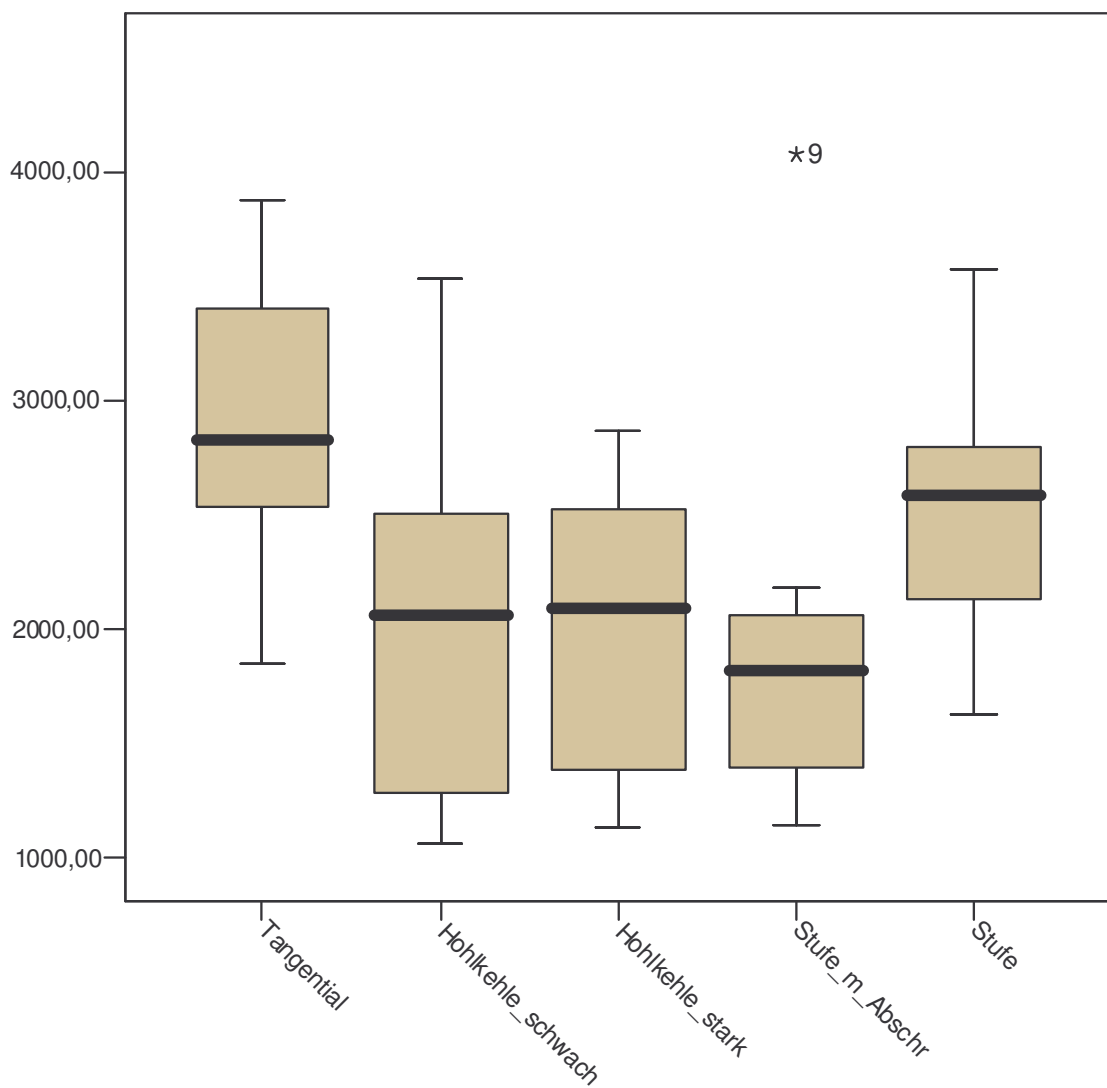


Abb. 50: Vergleichende Darstellung der Bruchlastwerte in einem Boxplot-Diagramm

4.6.2 Tabellarischer Wertevergleich

	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]	Standard- abweichung
Tangential	1849,92	3877,80	2906,761	580,709148
Hohlkehle_schwach	1060,96	3536,51	2028,046	727,820665
Hohlkehle_stark	1132,97	2864,65	2020,969	575,402366
Stufe_m_Abschr	1141,15	2183,22	1940,671	789,599749
Stufe	1622,98	3575,29	2516,248	548,546362

Tab. 9: Statistische Auswertung der Bruchwerte

Unter Betrachtung der mittleren Bruchlast erreichte die Tangentialpräparation überraschend mit 2906,76 N die höchsten Werte, gefolgt von der Stufe mit einer durchschnittlichen Bruchlast von 2516,25 N. Während starke und schwache Hohlkehle mit 2020,97 N bzw. 2028,05 N annähernd gleiche Werte zeigten, bildete die Stufe mit Abschrägung mit 1940,67 N das Schlusslicht. Mit einer Standardabweichung von 548,54 N, zeigte die Stufenpräparation neben der starken Hohlkehle mit 575,40 N die geringste Streuung. Fiel die Tangentialpräparation mit 580,70 N noch in einem ähnlichen Streubereich, so unterlagen die schwache Hohlkehle mit 727,82 N bzw. die Stufe mit Abschrägung mit 789,59 N einer wesentlich größeren Schwankungsbreite.

4.7 Parameterfreier Signifikanztest nach Mann-Whitney

Probe	Assymptotische Signifikanz (2-seitig)	Exakte Signifikanz
Tangential - Hohlkehle schwach	0,1	0,09
Hohlkehle stark - Tangential	0,06	0,05
Tangential – Stufe mit Abschrägung	0,007	0,005
Stufe - Tangential	0,174	0,190
Hohlkehle stark - Hohlkehle schwach	0,705	0,739
Hohlkehle schwach – Stufe mit Abschrägung	0,705	0,739
Stufe - Hohlkehle schwach	0,7	0,75
Hohlkehle stark - Stufe mit Abschrägung	0,496	0,529
Hohlkehle stark - Stufe	0,82	0,89
Stufe - Stufe mit Abschrägung	0,19	0,19

Tab. 10: Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests

Ein signifikanter Unterschied trat lediglich im Vergleich der Tangentialpräparation mit der Stufe mit Abschrägung auf.

5 Diskussion

5.1 Material und Methode

Der Arbeitsprozess von der Herstellung geeigneter Prüfstümpfe bis hin zum abgeschlossenen Versuchsdurchlauf unterliegt vielen möglichen Einflussfaktoren, die das Testergebnis in seiner Aussagekraft mehr oder weniger verfälschen. Als oberste Maxime gilt es somit, die Prozessvariablen zu standardisieren und ihre Anzahl zu minimieren. Da eine 100%ige Reproduzierbarkeit der Ergebnisse allerdings nie erreichbar sein wird, müssen mögliche Einflussfaktoren aufgezeigt und gewichtet werden. Erst dann kann die wissenschaftliche Arbeit Aussagewert besitzen. Aus diesem Grund soll im Folgenden die Fehleranfälligkeit der einzelnen Arbeitsschritte in der Prozesskette diskutiert werden.

5.1.1 Präparation und Modellherstellung

Jeder Fertigungsschritt in der Modellherstellung, der Spielraum hinsichtlich Ausarbeitung und Formgebung zulässt, besitzt ein gewisses Potential, Standardisierung und Reproduzierbarkeit zu erschweren [16]. Dies war schon im ersten Arbeitsschritt, der Präparation der Frasaco-Molaren von Hand, gegeben. Erfolgte diese zwar nach den allgemeingültigen Richtlinien, so unterlag die korrekte, praktische Umsetzung jedoch allein den präparatorischen Fähigkeiten des Doktoranden. Um eine annähernd idealisierte und standardisierte Formgebung zu gewährleisten, wurde durch Nachbearbeitung mit einem Parallelfräsgerat der Konizitätswinkel exakter eingestellt und kontinuierlichere Präparationsgrenzen geschaffen. Da das okklusale Relief von Hand präpariert wurde, war eine leicht individualisierte Formgebung der einzelnen Stumpfmodelle nicht zu vermeiden. Hier gilt es kritisch zu hinterfragen, welcher Stellenwert dem Okklusionsdesign auf das bruchdynamische Verhalten im Gesamtsystem zukommt.

Neben der Oberflächenhomogenität, die das Auftreten von Spannungsspitzen determiniert, sollen als weitere Einflussfaktoren auch der Öffnungswinkel des Okklusionsreliefs sowie die Höckerlokalisierung genannt werden, da eine Veränderung jener geomet-

rischer Parameter, die Auflagefläche des Prüfstempels und somit die Kraftaufnahme und Weiterleitung beeinflusst [16].

So resultiert aus einem kleinen Öffnungswinkel des Höckerreliefs eine Kontaktpunktlokalisierung der Prüfstempelhalbkugel an konvexen Oberflächen der Gerüstkeramik (Abb.51). Findet sich hingegen ein flaches Relief, trifft der Prüfstempel auf eine konkave Oberfläche (Abb. 52).

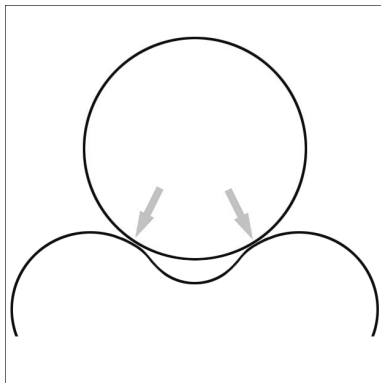


Abb. 51: Stempel trifft auf konvexe Oberfläche

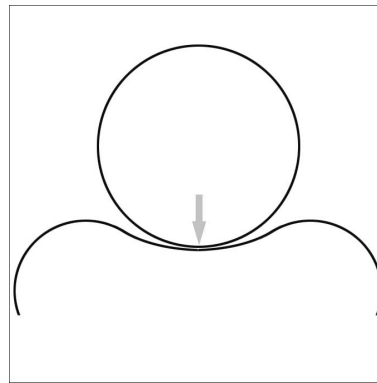


Abb. 52: Stempel trifft auf konkave Oberfläche

Aufgrund der von *Qasim et al.* untersuchten Abhängigkeit von Kontaktflächenkrümmung und Rissentstehung [108], ergibt sich aus der Lagekonfiguration des Prüfkörpers (Abb.51, 52) und dem Gerüstdesign eine weitere Systemvariable im Versuchsaufbau. Lässt sich an konvexen Auflageflächen im Vergleich zu konkaven Auflageflächen eine erhöhte Widerstandsfähigkeit gegen Rissbildung beobachten, so ist der Unterschied im Bruchverhalten zwischen sphärischer und ebener Auflagefläche von eigentlicher Relevanz. Hier zeigt sich eine deutliche Korrelation zwischen Krümmungsabnahme und verstärkter Rissbildung (Abb. 53). Da im Versuchsaufbau keine planen Gerüste gebrochen wurden, sondern aufgrund des Höckerreliefs der Zirkoniumdioxidkäppchen die Krafteinleitung an gekrümmten Oberflächen erfolgte, kann das Auftreten von Mikrorissen in einem höheren Lastbereich angenommen werden.

Unter Betrachtung des Rissfortschritts liegen die Systemparameter Krümmungsradius und Bruchlast jedoch invertiert vor. Wie aus Abbildung 54 ersichtlich, breiten sich Mikrorisse an Flächen stärkerer Konvexität mit erhöhter Geschwindigkeit aus, eine Abnahme der Bruchlast ist die Folge.

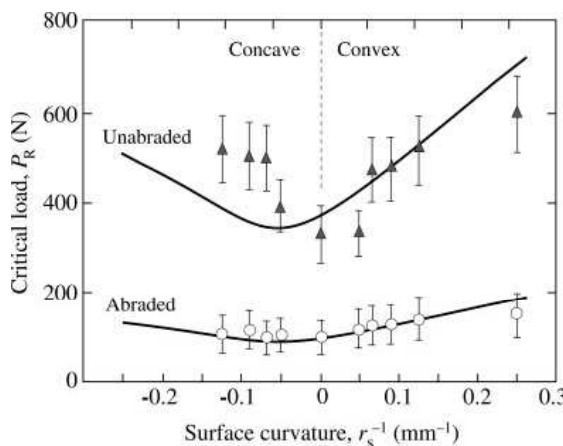


Abb. 53: Funktion von Oberflächenkrümmung (surface curvature r_s^{-1}) und der Last (Critical load P_R), die mit dem Auftreten von Radialrissen korreliert. FEM-analytische Auswertung abradierter und belassener Glasoberflächen [108].

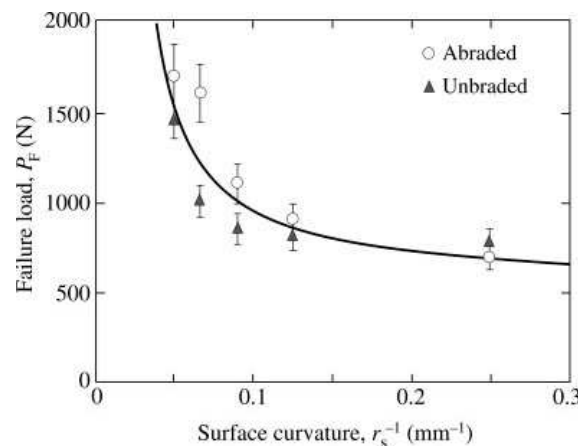


Abb. 54: Funktion von Oberflächenkrümmung (surface curvature r_s^{-1}) und Bruchlast (Failure load P_F). FEM-analytische Auswertung abradierter und belassener Glasoberflächen [108].

Die Untersuchung der werkstoffkundlichen Parameter Rissbildung und Rissfortschritt in Abhängigkeit von Gerüstdesign und Lage des Prüfstempels zeigt die Komplexität der im Versuchsaufbau ablaufenden Bruchdynamik und soll sensibilisieren, im Vergleich mit ähnlichen Versuchsreihen Reproduzierbarkeit und Aussagekraft der Referenzergebnisse zu werten [16, 108, 112].

Eine weitere auf das Bruchverhalten Einfluss nehmende Größe stellt das Elastizitätsmodul der Kronenstümpfe dar. Dieser Materialkennwert beschreibt den Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung unter Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten. Je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt, umso höher ist sein Elastizitätsmodul. Im Hinblick auf die werkstoffkundlichen Eigenschaften der Keramik, plastische Verformung nicht zu tolerieren, kommt dem Kraft aufnehmenden Kernmaterial des Metallstumpfs wesentliche Bedeutung zu. Unter der Annahme, dass eine plastische Deformation des Stumpfes während der Krafteinlei-

tung Zugspannungen in der spröden Keramik zur Folge hat, lässt sich eine Abhängigkeit zwischen Bruchfestigkeit der Keramik und Elastizitätsmodul des Stumpfmaterials ableiten. So besteht ein signifikanter Unterschied (Signifikanzniveau bei 0,05) in der Bruchfestigkeit vollkeramischer Kronen bei Verwendung einer Cobalt-Chrom Legierung (Wiron 99; Bego Bremer Goldschlagerei) als Stumpfmateriale im Vergleich zu anderen Legierungen mit geringerem Elastizitätsmodul (Kupfer, Gold und Titan) [73].

Der im Bruchtest verwendeten Co-Cr-Legierung (Remanium 800, Dentaurem®) mit einem vergleichsweise hohen Elastizitätsmodul von 230 GPa muss demnach eine positive Einflussnahme auf die Ergebnisse des Bruchtests zugerechnet werden.

5.1.2 Kronengerüste

5.1.2.1 Herstellung

Die Herstellung der Kronengerüste erfolgte mit Cercon® smart ceramics. Durch die industrielle Fertigung der YTP- Zirkoniumdioxidrohlinge konnten Unterschiede hinsichtlich Homogenität und Reinheit der Keramik ausgeschlossen werden. Mit dem Einlesen der Barcodes wurden individuelle Materialdaten wie Dichte und Zusammensetzung der Grünlinge berücksichtigt und die Sinterschrumpfung durch das Cercon® System exakt berechnet [34]. Um eine hohe Messgenauigkeit während der optischen Abtastung zu erzielen, wurden die Stümpfe mittels Parallelfäse nachgearbeitet, somit glatte Oberflächen ohne Unterschnitte geschaffen sowie ein Konuswinkel von 8° eingestellt. Dadurch wurden steil abfallende Flanken an den Käppcheninnenseiten, die durch den Scanner schwer zu erfassen sind, vermieden. Mit einer Messgenauigkeit von unter 20 µm konnte eine suffiziente Passkonformität der Gerüste unter Einhaltung gleichmäßiger, klinisch akzeptabler Zementspaltbreiten erreicht werden [34]. Zur Vermeidung einer bearbeitungsinduzierten Randzonenbeschädigung während des Fräsprozesses sollten verschlissene Schleifwerkzeuge, die von *Luthardt et al.* als Hauptursache für das Zustandekommen von Randaussprengungen angesehen werden, regelmäßig erneuert werden [76]. Jene verfahrenstechnische Variable in der Prozesskette des Fräszentrums unterlag jedoch nicht dem Einflussbereich des Doktoranden.

5.1.2.2 Nachbearbeitung

Da sich die von DeguDent gefrästen Kronengerüste durch eine gute Passung auszeichneten, konnte auf ein Ausschleifen der Käppcheninnenseite verzichtet werden. Die Gefahr, durch das Aufpassen iatrogene Mikrodefekte zu setzen, war somit nicht gegeben.

5.1.2.3 Zementierung

Die Applikation der richtigen Menge Zement stellte hier eine wesentliche Größe dar, auf die Festigkeit des Systems Stumpf-Gerüst Einfluss zu nehmen. Würde eine ungenügende Zementmenge Hohlräume im Zementspalt verursachen, so hätte eine Überfüllung der Käppchen hingegen höheren Anpressdruck zur Folge, um die überflüssigen Zementmengen auszupressen. Dadurch wäre die Gefahr, Mikrodefekte am Werkstück zu setzen, erhöht. Durch das nachfolgend beschriebene Vorgehen wurden wie folgt weitgehend standardisierte Ausgangsbedingungen geschaffen.

Nach möglichst homogener Benetzung der Gerüstinnenflächen mit dem Befestigungszement wurden die Käppchen unter visueller Inspektion der Gerüstränder auf die Stümpfe aufgesetzt. Erst das zirkuläre Austreten von Zementüberschüssen über die gesamte Präparationsgrenze ließ den Schluss zu, eine weitestgehende Benetzung aller im Verbund stehenden Oberflächen erreicht zu haben. In der Aushärtungsphase sollte die kontinuierliche Krafteinwirkung von 50 N das Käppchen auf dem Stumpf fixieren und gleichmäßige Schichtstärken gewährleisten. Die Notwendigkeit dieses Vorgehens erklärt sich durch bruchdynamische Zusammenhänge. Während des Bruchtests wird die Kraft über die Gerüstkeramik in die Zementschicht und den Metallstumpf übertragen. Da die Bruchfestigkeit des Zirkoniumdioxidgerüsts durch das Elastizitätsmodul des Auflagematerials mit beeinflusst wird [73], muss neben dem E-Modul des Stahlstumpfs auch das vergleichsweise geringere E-Modul des Befestigungsmaterials Berücksichtigung finden. Letzteres erhält mit zunehmender Schichtstärke des Zements mehr Gewichtung. Da der Glasionomerezement ein wesentlich geringeres E-Modul als der Stahl des Prüfstumpfs besitzt, wäre eine Abnahme der Bruchfestigkeit der Zirkoniumdioxidkeramik die Folge [73]. Somit trägt die Einhaltung homogener, dünner Zementschichtstärken dazu bei, jenen Materialkennwert für alle Proben näherungsweise konstant zu halten und gleiche Ausgangsbedingungen zu schaffen.

5.1.3 Künstliche Alterung im Kausimulator

5.1.3.1 Langzeitfestigkeit keramischer Werkstoffe

Zahnärztliche Restaurationen sind im Patientenmund hohen Beanspruchungen ausgesetzt. Durch Kaubelastungen (14 000 Zahnkontakte täglich) entstehen komplexe Spannungsverteilungen im Werkstück, die unter Einwirkung von Feuchtigkeit subkritisches Risswachstum begünstigen und den Langzeiterfolg vollkeramischer Versorgungen begrenzen [7]. Die genaue werkstoffkundliche Erfassung und Beschreibung jener Phänomene liegt somit im Fokus der Forschung.

In-vitro-Untersuchungen geben hier wichtige Aufschlüsse über materialspezifische Eigenschaften unter realitätsnahen Bedingungen und ermöglichen so eine bessere Einschätzung auftretender Risikofaktoren in klinischen Studien [78]. Eine Schwierigkeit besteht jedoch in der Konzipierung eines standardisierten, reproduzierbaren Versuchsaufbaus, der die Vergleichbarkeit von In-vitro-Untersuchungen gleicher Zielsetzung erleichtern würde.

Gibt die Messung bruchmechanischer Parameter (wie Risszähigkeit und Biegefestigkeit) auf Basis initialer Beanspruchbarkeit zwar Aufschluss über die Anfangsfestigkeit keramischer Materialien, so stellt sie jedoch kein ausreichendes Beurteilungskriterium zur Dauerfestigkeit spröder Werkstoffe dar. Hier liefern Untersuchungen mit künstlich gealterten Proben realistischere Ergebnisse [35, 78]. Keramiken, die hinsichtlich Anfangsfestigkeit überlegen zu sein scheinen, können sich nach Jahren der Belastung in der Mundhöhle als unterlegen erweisen. So zeigt z.B. der Vergleich von Empress® 2 (Ivoclar®-Vivadent, Schaan Liechtenstein) gegenüber InCeram® Alumina (Vita®, Bad Säckingen), trotz geringerer Biegefestigkeit für Empress® 2, eine höhere statische Beanspruchbarkeit über fünf Jahre. Anfängliche Beanspruchbarkeit und Dauerbeanspruchbarkeit sind hier also invertiert [35]. Die genaue Abschätzung der Dauerfestigkeit keramischer Werkstoffe ist von immenser Bedeutung. Hier kommen verschiedene Verfahren zur Anwendung.

Neben der Bestimmung von Wöhler-Kurven eignen sich auch die Stair-case-Methode und die Ermüdungs-Vorlast-Methode zur genaueren Beurteilung der Zeitfestigkeit [16]. Um ein aussagekräftiges Urteil von hoher klinischer Relevanz hinsichtlich Langzeitfestigkeit und Materialzuverlässigkeit treffen zu können, wurden anhand einer Ermüdungs-Vorlast-Methode die Proben In-vitro im Kausimulator künstlich gealtert.

Zur Simulation einer Tragedauer von 5 Jahren wurden die Proben mechanischen und thermischen Wechselbelastungen unterzogen sowie korrosiven Einflüssen ausgesetzt. Somit wurden die wesentlichen Einflussfaktoren, die für die Degradation der Dentalkeramik verantwortlich gemacht werden, in der Kausimulation berücksichtigt.

5.1.3.2 Mechanische Wechselbelastung

Eine genaue Abstimmung der In-vitro wirkenden mechanischen Wechselbelastungen zu finden, welche ein äquivalentes Wirkungsspektrum wie im Patientenmund evoziert, erwies sich als problematisch. So konnte die kontinuierliche Krafteinwirkung von 50 N auf die Gerüste im Kausimulator die hohe Variabilität der In-vivo wirkenden Kaukräfte (Werte zwischen 9 N und 665 N, bei Bruxismus bis zu 1221 N) sowie die hinsichtlich Richtung variierenden Kräftevektoren (Laterotrusion) nur näherungsweise imitieren [68, 69]. Auch Hochrechnungen zur jährlichen Kauzyklenzahl unterliegen einer breiten Streuung. Während *Sakaguchi et al.* mit 240 000 Zyklen rechnen, verweisen *Rosentritt et al.* auf Werte von bis zu 800 000 Kaubelastungen pro Jahr [118,119].

Ausgehend von Angaben in der Literatur, 250000 Kauzyklen entsprächen einer Jahresbelastung [68], wurde zur Simulation von 5 Jahren ein Belastungsäquivalent von 1,2 Millionen Lastwechseln veranschlagt. Jener Rechenansatz setzt eine lineare Korrelation zwischen Zyklenanzahl und Alterung voraus.

5.1.3.3 Thermische Wechselbelastungen

Thermische Wechselbelastungen setzen die Langzeitfestigkeit keramischer Restaurationen herab [82]. Besteht in der Mundhöhle während der Nahrungsaufnahme ein Temperaturspektrum von 0°C bis 67°C [102], so lassen sich an zahnärztlichen Restaurationen Temperaturen zwischen 5°C und 55°C nachweisen [103]. Angaben in der Literatur zu-

folge unterliegen Restaurationen bei einer Tragedauer von 15 Jahren zwischen 5000 und 50000 thermischen Wechselbelastungen [57].

Zur Simulation einer Tragedauer von 5 Jahren, wurden die Proben im Kausimulator 10000 Temperaturwechseln zwischen 5°C und 55°C unterzogen.

5.1.3.4 Korrosion

Für die Herabsetzung der Bruchfestigkeit der Dentalkeramik durch das wässrige Milieu der Mundhöhle werden verschiedene Einflussfaktoren diskutiert. Beim Rebinder-Effekt führt die Flüssigkeitsausbreitung in Mikrorissen zu einem interfragmentären Druckaufbau, der den Rissfortschritt begünstigt [146]. Transkristalline oder interkristalline Korrosionserscheinungen als Folge des Zusammenspiels von Zugspannungen und chemischer Degradation werden dem Phänomen der Spannungsrisskorrosion zugeschrieben. Die Anlagerung und Interaktion von Wassermolekülen mit der vorgeschädigten Kristallstruktur führt zur Herabsetzung der für den Rissfortschritt benötigten Energie. Durch mechanische Belastung wird dieser Effekt noch beschleunigt [117].

Zur Simulation der korrosiven Wirkung des Speichels, die für die Verringerung der Bruchfestigkeit mitverantwortlich gemacht wird, wurden die Proben vorausgehend für 24 Stunden in Thymollösung gelagert [16].

Werkstoffkundliche Langzeitauswirkungen mechanischer und chemischer Degradation auf die Keramik konnten durch die 2-wöchige Kausimulation nur teilweise berücksichtigt werden. Somit bleibt festzustellen, dass auch die umfassendste Integration komplexer Parameter zur Simulation eines möglichst realitätsnahen Milieus immer nur eine Annäherung an die klinische Situation darstellt. Dennoch verleiht die relativ hohe materialübergreifende Übereinstimmung realer und simulierter Werte dem In-vitro-Testverfahren jenes Maß an klinischer Relevanz, welches den Einsatz des Werkstoffs In-vivo unter vertretbarem Restrisiko rechtfertigt [68, 69].

5.1.4 Bruchtest

Da im Versuchsaufbau die Richtung und der Angriffspunkt des Kräftevektors die Versagenswahrscheinlichkeit der Gerüstkeramik beeinflussten, musste eine weitestgehend gleiche, reproduzierbare Positionierung aller Proben in der Bruchtestmaschine gewährleistet werden [112]. Zur Stumpfachse parallelisierte Seitenflächen der quaderförmigen Sockel ermöglichten beim Einspannen die exakte Ausrichtung des okklusalen Reliefs senkrecht zur Längsachse des Prüfstempels. Die vertikale und horizontale Bewegungsfreiheit des Prüfstempels erleichterte zwar die Selbstzentrierung des halbkugelförmigen Endes, eine exakt reproduzierbare Positionierung der Halbkugel war allerdings nicht zu erreichen, da unter der Führung des Prüfstempels über das okklusale Relief mehrere stabile Drei-Punkt-Abstützungen gefunden werden konnten.

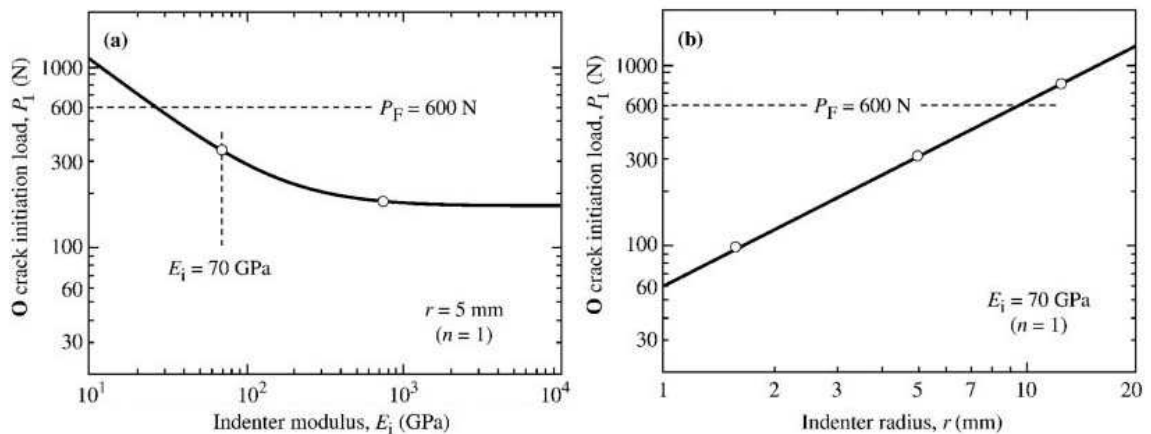


Abb. 55: Rissauslösende Belastung (P_I) errechnet anhand der Auerbachschen Gleichung (a) in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls des Prüfstempels (indenter modulus E_i), (b) als Funktion des Stempelradius (indenter radius, r). Gestrichelte Linie bei 600 N stellt Bruchlast (failure load, P_F) dar [9].

Mit der Auswahl des Prüfstempels wurden zwei weitere Systemparameter in den Versuchsaufbau integriert, der Durchmesser und das Elastizitätsmodul der Stempelhalbkugel. Anhand der Auerbachschen Gleichung soll der Stellenwert, der den beiden Größen im Bruchtest zukommt, rechnerisch aufgezeigt werden [9].

Gleichung 1) $P_I = A k r T^2/E_i$

Gleichung 2) $k = (9/16)(1-\nu^2)(1+E_1/E_i)$

P_I : Bruchlast (Newton), A : Systemkonstante, r : Prüfstempelradius (mm), T : Härte der Keramik ($\text{Mpa m}^{1/2}$), E_I : Elastizitätsmodul der Keramik (Gpa), ν : Poissonzahl, E_i : Elastizitätsmodul des Prüfstempels (Gpa).

Unter Betrachtung von Gleichung 1) zeigt sich die Abhängigkeit hinsichtlich Prüfstempelradius und Bruchlast P_I , die in Abb. 51 unter Zuhilfenahme von Referenzwerten grafisch dargestellt wird [9].

Die Wahl eines größeren Prüfstempeldurchmessers führt demnach zu höheren Bruchlastwerten. Setzt man Gleichung 2) in Gleichung 1) ein, wird die Korrelation zwischen Elastizitätsmodul des Stempels und Bruchlast P_I ersichtlich (Gleichung 3).

Gleichung 3)
$$P_I = A (9/16)(1-\nu^2)(1+E_I/E_i) r T^2/E_I$$

Eine Erniedrigung des Elastizitätsmoduls E_i hat demnach höhere Bruchlastwerte zur Folge. Da im Bruchtest zwischen Stempel und Auflagefläche ein Stück Tiefziehfolie (Schichtstärke 1 mm) zur homogenen Kraftverteilung platziert wurde, muss die damit verbundene Abnahme des Elastizitätsmoduls in der Interpretation der Bruchlastwerte Berücksichtigung finden.

Wurde die vom Prüfstempel evozierte Kraft im Moment eines Rissauftritts in der Keramik als Bruchlast definiert, so lag in der praktischen Festlegung eine potentielle Fehlerquelle. Durch Tasteneingabe wurde der Bruchtest durch den Prüfer nach visuellem Erkennen eines Risses beendet und die zum Zeitpunkt des Versuchsabbruchs gemessene Kraft vom Programm als Bruchlast festgelegt. Der zeitliche Abstand zwischen der Bruchentstehung und dem Versuchsabbruch konnte somit das Messergebnis erheblich verfälschen. Unter Zuhilfenahme eines Spiegels wurde eine beidseitige Betrachtung des Kronengerüsts ermöglicht und der Zeitraum zwischen Auftreten eines Risses und dessen Erkennung verkürzt. Knackgeräusche, die einer sichtbaren Rissentstehung teilweise unmittelbar vorausgingen, ließen den Schluss zu, dass erhebliches Materialversagen schon zu früherem Zeitpunkt bei geringerer Krafteinwirkung stattgefunden haben musste.

Unter Betrachtung der Spannungs/Dehnungs-Kurve kann diese These untermauert werden. So war bei 28 Proben ein deutlicher Einbruch der Steigung vor sichtbarer Totalfraktur zu beobachten [Abb. 56]. Mit der Einführung eines weiteren Lastmoments im Bruchtest wurde dieser Aspekt von *Bindl et al.* berücksichtigt [13]. Sobald während der Krafteinleitung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm ein geringfügiger Abfall des Graphen zu verzeichnen war, wurde die Kraft zu jenem Zeitpunkt von *Bindl* als Lastwert (N) initialer Rissentstehung definiert. Die Last im Moment des offensichtlichen Bruchs der Keramik wurde als zweiter Wert (N) festgelegt. Durch die lichtmikroskopische Analyse der bis zur ersten Kurvenabflachung belasteten Proben konnte *Bindl* Radialrissbildung schon zu diesem Zeitpunkt nachweisen [13]. Die Bruchspannung als Maximalkraft erst im Moment des sichtbaren Rissauftritts festzulegen, könnte sich somit als problematisch erweisen.

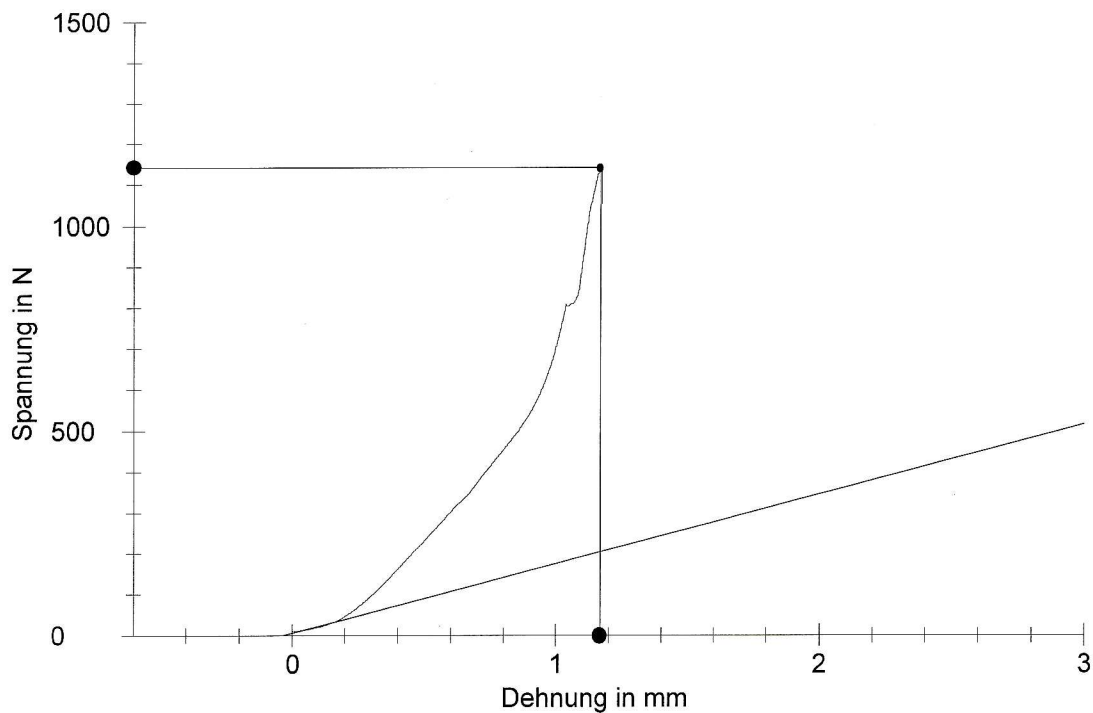


Abb. 56: Spannungs-Dehnungsdiagramm der Probe 5.1

Table 3 Maximum principal stress (σ_{\max}) in the crown.

Factor	Value	Average, σ_{\max} (MPa)	SD (MPa)	Lowest, σ_{\max} (MPa)	Maximum, σ_{\max} (MPa)
Crown material	Glass ceramic	106.2	19.7	73.7	155.2
	Zirconia	164.1	28.9	109.0	214.0
Crown thickness	0.80 mm	154.0	39.7	100.3	214.0
	1.00 mm	116.3	27.6	73.7	179.2
Cusp incline	15°	135.6	39.5	74.8	214.0
	20°	134.7	36.9	73.7	211.8
Cement modulus	Low (resin)	142.1	39.1	80.7	210.0
	High (zinc phosphate)	129.6	37.6	73.7	200.0
Cement thickness	80 μm	133.7	38.2	73.7	204.3
	100 μm	136.5	38.2	74.9	214.0
Supporting core	Dentin	138.4	40.4	78.7	214.0
	Metal	132.5	35.7	73.7	203.2
Load position	Central axis	131.4	42.3	73.7	209.0
	Cusp area	138.9	33.2	87.2	214.0
Crown material and thickness combined	Glass ceramic (0.80 mm)	119.6	13.9	100.3	155.2
	Glass ceramic (1.00 mm)	92.7	14.8	73.7	130.0
	Zirconia (0.80 mm)	185.8	22.1	109.02	214.0
	Zirconia (1.00 mm)	139.8	13.6	122.3	179.2

Abb. 57: FEM-analytische Auswertung zur Gewichtung von Einflussfaktoren, die im Bruchtest Potential besitzen, das Ergebnis zu beeinträchtigen [112].

5.2 Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Auswirkung unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Langzeitstabilität Zirkoniumdioxid gefertigter Kronengerüste darzustellen und Präparationsdesigns, die sich im Versuchsdurchlauf bewährt haben, aufzuzeigen.

Die homologe Versuchsdurchführung mit Kronengerüsten, die keiner künstlichen Alterung im Kausimulator ausgesetzt waren, erlaubt den direkten Vergleich der Testergebnisse und berechtigt somit, Rückschlüsse zu ziehen.

5.2.1 Mittelwert

Mit einer mittleren Bruchlast von 2906,76 N erreicht überraschend die Tangentialpräparation die höchsten Werte, gefolgt von der Stufe mit einer durchschnittlichen Bruchlast von 2516,25 N. Während starke und schwache Hohlkehle mit 2020,97 N bzw. 2028,05 N annähernd gleiche Werte zeigen, bildet die Stufe mit Abschrägung mit 1940,67 N das Schlusslicht.

Im direkten Vergleich mit der Testreihe, die keiner künstlichen Alterung unterlag, fällt auf, dass auch hier die Stufe und die Tangentialpräparation im Mittelwert mit 2452,67 N bzw. 1554,97 N die besten Ergebnisse zeigen [39].

Das gute Abschneiden der Tangentialpräparation lässt sich vielleicht mit folgender Hypothese durch geometrische und materialspezifische Aspekte klären:

Aufgrund fehlender zervikaler Auflagefläche wurde dem Kronengerüst ein geringes Spiel ermöglicht, welches ausgereicht haben könnte, vertikal wirkende Druckspannungen besser zu kompensieren. Durch die Eigenschaft der Zirkoniumdioxidkeramik, Zugspannung, wie sie hier aufgrund der Scherung an den okklusalen Rändern auftrat, durch Gefügetransformation entgegenzuwirken, könnte die bruchmechanische Anforderung an den Werkstoff für diesen Kompensationsmechanismus erfüllt worden sein. Während unter Einsatz der Adhäsivtechnik ein statisches Verbundsystem zwischen Kronengerüst

und Metallstumpf gewährleistet worden wäre, wurde durch die Zementierung ein weiterer Einflussfaktor in das bruchdynamische Verhalten integriert, die minimale Bewegungsfreiheit des Käppchens auf dem Stumpf. Eine keramische Verblendung, welche Scherbewegungen erschwert hätte, war ebenfalls nicht vorhanden. Eine geringe Kompensation der auftretenden Druckkräfte unter Verkeilung des Kronengerüsts wäre also nicht nur denkbar, sondern könnte auch ausgereicht haben, zyklisch unterkritischen Belastungen, die den Langzeiterfolg der Keramik wesentlich begrenzen, entgegenzuwirken.

Die hohen Festigkeitswerte der Stufenpräparation mit einer durchschnittlichen Bruchlast von 2516,25 N, lassen sich unter FEM-analytischer Betrachtung klären [112, 115, 118]. Durch die Präparationsart wurde eine vergleichsweise breitbasige, zirkuläre Auflagefläche geschaffen, welche näherungsweise parallelisiert zur Okklusionsebene verläuft. Dadurch traf der während der Lasteinleitung auftretende Kräftevektor im marginalen Präparationsbereich genauso wie im Okklusionsrelief senkrecht auf die Auflagefläche. Die Kaulast wurde somit durch die zirkuläre Auflagefläche der Stufe direkt mitgetragen.

Als bruchdynamisch ungünstiger erwies sich die Hohlkehlpräparation. Zwar wurde auch durch diese Präparationsform ein Teil der okklusalen Kräfte aufgefangen, aufgrund der Hohlkehlgeometrie fiel jedoch der Kräftevektor nicht senkrecht auf die Auflagefläche. Deshalb kam es im Gegensatz zum Stufendesign zu stärkeren Scherspannungen an den lateralen Kronenflanken. Dieser Zusammenhang konnte durch die geringeren Bruchlastwerte der ausgeprägten, bzw. schwachen Hohlkehle mit 2020,97 N bzw. 2028,05 N bestätigt werden.

Wurde das gute Abschneiden der Tangentialpräparation durch die minimale Bewegungsfreiheit des Käppchens auf dem Kronenstumpf begründet, so fiel bei der Präparationsform Stufe mit Abschrägung jener Kompensationsmechanismus durch das Vorhandensein einer zervikalen Auflagefläche weg. Im Hinblick auf das Ergebnis des Bruchtests zeigte sich mit einer mittleren Bruchlast von 1940,67 N ein äquivalentes Bild zur bruchdynamischen Hypothese.

5.2.2 Streuung

Mit einer durchschnittlichen Standardabweichung von ca. 644 N lässt sich bei den Ergebnissen der Versuchreihe mit künstlicher Alterung eine wesentlich größere Streuung feststellen, als bei den Testwerten, die ohne Kausimulation zustande kamen. Hier lag die mittlere Standardabweichung bei ca. 434 N. Die geringere Zuverlässigkeit der im Kausimulator beanspruchten Kronengerüste lässt sich durch die Akkumulation zyklisch mechanisch gesetzter Mikrodefekte erklären, die Ermüdungserscheinungen im Werkstück hervorrufen [16]. Eine Aussage zur Versagenswahrscheinlichkeit zu treffen, wird mit der Alterung der Kronengerüste somit zunehmend erschwert.

Beim Vergleich der Präparationsgeometrien, zeigt die Stufe mit 548,55 N die geringste Streuung, gefolgt von der starken Hohlkehle mit 575,40 N und der Tangentialpräparation mit 580,71 N. Beträgt die Standardabweichung für die schwache Hohlkehle 727,82 N, so streuen mit 789,59 N die Messwerte bei der Stufe mit Abschrägung am meisten.

Um Aussagen über Langzeitfestigkeit und Zuverlässigkeit der Keramikgerüste in Abhängigkeit von der Präparationsgeometrie treffen zu können, müssen Mittelwert und Streuung in Relation zueinander gewichtet werden. Würde man unter alleiniger Betrachtung der Mittelwerte der Tangentialpräparation mit 2906,76 N in Bezug zur Stufenpräparation mit 2516,25 N in punkto Langzeitfestigkeit den Vorzug geben, so relativiert die geringere Streuung der Stufenpräparation diese Aussage wieder. Denn durch die geringere Streuung sinkt die Wahrscheinlichkeit extremer Ausreißer sowohl nach oben als auch nach unten. Da der Patient keine Restauration „mittlerer“ sondern eine Restauration mit einer bestimmten, latenten Festigkeit erhält, sinkt für ihn mit geringerer Standardabweichung auch das Risiko der unteren, negativ zu beurteilenden Ausreißer und damit auch die Ungewissheit über die Lebensdauer seiner Restauration [35].

5.2.3 Vergleich

Viele In-vitro-Untersuchungen entsprechender oder ähnlicher Zielsetzung können zum Vergleich herangezogen werden. Um die Ergebnisse jedoch in Bezug zu Referenzwerten anderer Veröffentlichungen zu setzen, müssen Unterschiede hinsichtlich Material-

wahl und -verarbeitung sowie im Versuchsaufbau berücksichtigt und gewichtet werden. Die daraus entstehende Komplexität soll anhand mehrerer Beispiele veranschaulicht werden.

So zeigten die Ergebnisse von *Bindl et al.* in einer vergleichbaren In-vitro-Studie für CAD/CAM gefertigte Zirkoniumdioxidkäppchen (VITA® In-Ceram YZ CUBES, Cerec® Inlab) eine mittlere Bruchlast von 1607 N [13]. Die Käppchen (Schichtstärke 0,4 mm) wurden auf Kompositstümpfen mit Stufenpräparation (1 mm) zementiert und in einer Universal Prüfmaschine mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,5 \text{ mm min}^{-1}$ bis zur Totalfraktur belastet. Zwar lässt sich somit eine hohe Übereinstimmung verfahrenstechnischer Parameter im Versuchsaufbau feststellen. Da die Proben jedoch keiner künstlichen Alterung unterlagen, verliert mit der dadurch gegebenen Notwendigkeit, die Werte um ein theoretisches Belastungsäquivalent zu interpolieren, der direkte Vergleich der Ergebnisse erheblich an Relevanz. Durch die Verwendung von Komposit als Stumpfmaterial muss das im Vergleich zu Stahl niedrigere Elastizitätsmodul der Auflagefläche als potentieller Einflussfaktor auf die Festigkeit der Gerüste genannt werden. Auch mit der Wahl einer zylindrischen Prüfstempelgeometrie (Aufläche 2 mm^2) anstelle einer Kugel bestanden andere Kontaktflächenverhältnisse und somit andere Spannungsverteilungen in der Keramik. Unter Berücksichtigung der abweichenden Testbedingungen kann der Unterschied zwischen der mittleren Bruchlast für die Stufenpräparation nach künstlicher Alterung im Kausimulator mit 2516,25 N, im Vergleich zu den von *Bindl et al.* erreichten Werten von 1607 N, als hoch eingestuft werden.

Von *Steyern et al.* untersuchten die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidkronen (Procera® Zirconia) nach Thermocycling (5000 Temperaturwechsel zwischen $5\text{-}55^\circ\text{C}$) und künstlicher Alterung im Kausimulator (10 000 Zyklen mit 30-300 N) [144]. Die Kronen wurden auf Stahlstümpfe mit einer Hohlkehlpräparation zementiert und bei einem Inklinationwinkel von 10° mit einer Stahlkugel als Prüfstempel (2,5 mm Durchmesser, $0,255 \text{ mm min}^{-1}$ Vorschubgeschwindigkeit) bis zum Bruch belastet. Scheint in dieser In-vitro-Untersuchung durch ein annäherndes Langzeitbelastungsäquivalent der direkte Vergleich der Ergebnisse gerechtfertigt, so relativiert das Zustandekommen einer anderen Spannungsverteilung während der Krafteinleitung eine aussagekräftige Gegenüber-

stellung. Mit der Wahl eines Inklinationswinkels von 10° zwischen Prüfstempel und Längsachse der Krone integrierten von *Steyern et al.* einen unterschiedlichen Kräftevektor ins bruchdynamische System. Des Weiteren bestand durch den Verzicht einer Einlage zwischen Prüfstempel und Keramik (z.B. durch ein Stück Tiefziehfolie) als „Stressbreaker“ ein unmittelbarer Oberflächenkontakt zwischen Kugel und Keramik. Zum direkten Vergleich der Ergebnisse muss die mittlere Bruchlast dieser Untersuchung von 910 N somit in einem höheren Lastbereich angenommen werden [112]. In Gegenüberstellung der Präparationsform ausgeprägte Hohlkehle (mittlere Bruchlast: 2020,97 N) mit den Werten von *von Steyern* ist mit einer Differenz von 1110,97 N dennoch ein erheblicher Unterschied hinsichtlich Bruchfestigkeit zu verzeichnen.

Eine Annäherung der Bruchlastwerte zeigt sich im Vergleich mit der In-vitro Untersuchung von *Sundh. et al.* [135]. CAD/CAM hergestellte Zirkoniumdioxidgerüste mit einer Schichtstärke von 0,5 mm (Decim®, Denzir) wurden keramisch verblendet (IPS Empress2, bzw. IPS Eris, Ivoclar®) und auf Stahlstümpfe mit einer Hohlkehle als Präparationsform zementiert. Hierbei muss berücksichtigt werden, dass die Bruchfestigkeit einer verblendeten Zirkoniumdioxidkrone zum größten Teil durch das Hartkerngerüst determiniert wird, eine leichte Festigkeitssteigerung durch die Verblendkeramik jedoch zu erwarten ist [8]. Für den Bruchtest in einer Universal Prüfmaschine belastete eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von fünf Millimeter die Keramik mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,5 \text{ mm min}^{-1}$ bis zum Bruch. Aufgrund der Abhängigkeit von Prüfstempelradius und Rissfestigkeit kann die Belastungstoleranz der Keramik in *Sundhs* Untersuchung im direkten Vergleich mit dieser Studie in einem höheren Lastbereich angenommen werden, da *Sundh et al.* einen wesentlich kleineren Kugeldurchmesser wählten [112]. Da die Proben jedoch keiner künstlichen Alterung unterlagen, muss zur Gegenüberstellung der Ergebnisse auch ein Abschlag in *Sundhs* Werte miteinbezogen werden. Eine genaue Einschätzung über den Rückgang der Frakturfestigkeit nach künstlicher Alterung im Kausimulator zu treffen, gestaltet sich jedoch als schwierig. Variieren die Werte in der Literatur zur Untersuchung der Festigkeitsabnahme von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid nach künstlicher Alterung im Kausimulator zwischen 10 und 40% [4, 66], so errechnet sich im Vergleich der Präparationsform „ausgeprägte Hohlkehle“ (mittlere Bruchlast: 2020,97 N) mit *Sundhs* Ergebnissen (mitt-

lere Bruchlast 2226 N für IPS Emax., bzw. 2740 N für IPS Eris, Ivoclar®) eine Festigkeitsabnahme von 10% bzw. 27%. In kalkulatorischer Gegenüberstellung sind die Werte somit vergleichbar.

5.3 Schlussfolgerung für die Praxis

Im Hinblick auf die hervorragende Bewährung metallkeramischer Restaurationen als Zahnersatz, der hinsichtlich Wirtschaftlichkeit, Materialzuverlässigkeit und Materialverträglichkeit hohen Anforderungen genügt, tritt die Hochleistungskeramik ein schweres Erbe an, will sie sich als ebenbürtiger Nachfolger in der zahnärztlichen Praxis etablieren. Folgende Voraussetzungen müssen für die erfolgreiche Immatrikulation in die prothetische Therapie gegeben sein [72]:

- Die klinische Langzeitzuverlässigkeit vollkeramischer Restaurationen muss metallkeramischen Arbeiten mindestens ebenbürtig sein.

Mit einer Überlebensrate metallkeramischer Brücken nach fünf, zehn und fünfzehn Jahren von 96, 87 und 85%, d.h. mit einer jährlichen Verlustrate von 1%, setzt die metallkeramische Versorgung einen hohen Maßstab, an dem sich die Vollkeramik messen lassen muss [62].

Erste klinische Studien erlauben optimistische Voraussagen. So stehen seit sechs Jahren Zirkoniumdioxidbrücken unter klinischer Beobachtung. Lediglich eine Gerüstfraktur konnte in einer Studie von *Weigl* bis dato nachgewiesen werden [72]. Abplatzungen an der Verblendkeramik sind zu beobachten, die allerdings auf dem Defektniveau metallkeramischer Restaurationen liegen [62].

Langzeitergebnisse, die Aussagen zur Dauerfestigkeit vollkeramischen Zahnersatzes im Seitenzahngebiet über einen Zeitraum von zehn Jahren und darüber hinaus erlauben würden, stehen jedoch noch aus. Hier gibt die Betrachtung von In-vitro-Studien wichtige Aufschlüsse. Ausgehend von den im Seitenzahnbereich physiologisch auftretenden Belastungen konnte durch die Auswertung von Dauertestreihen im Kausimulator eine Bruchwahrscheinlichkeit für Zirkoniumdioxidbrücken von 1% nach zehn Jahren ermittelt werden [62].

Auch die Ergebnisse dieser Studie erlauben eine gute Prognose in punkto Langzeitfestigkeit. Unter Berücksichtigung der Untersuchungen von *Körber* und *Ludwig*, die unter Einhaltung eines Sicherheitsaufschlages von 200 N eine Dauerfestigkeit vollkerami-

scher Restaurationen im Seitenzahnbereich von 500 N fordern [136], werden die Kronengerüste in dieser Studie mit mittleren Bruchlastwerten von 2283 N dieser Forderung mehr als gerecht.

- Die Herstellungskosten bzw. der Abgabepreis zirkoniumdioxidgefertigter Restaurationen an den Patienten dürfen metallkeramische Restaurationen nicht überschreiten.

Hohe Investitionskosten für Geräte und Schulung, sowie für Material, Arbeitszeit, Geräteverschleiß und Amortisation können als Hauptgrund angeführt werden, dass die im Umfang einer vollkeramischen Versorgung auftretenden therapeutischen Kosten jene konventioneller Metallkeramikrestaurationen übertrifft. Die Priorität liegt somit in der Weiterentwicklung materialspezifischer und verfahrenstechnischer Parameter, die als feste Glieder in der Prozesskette hin zum CAD/CAM gefertigten Zahnersatz auf rentabilitätsorientiertes Kostenmanagement wesentlich Einfluss nehmen. CAD/CAM-Technologie bietet hier noch enorme, innovative Ressourcen, Kosten zu reduzieren und den Traum vom vollkeramischen Zahnersatz zu moderaten Preisen zu verwirklichen [72].

- Die Pfeilerpräparation für zirkoniumdioxidgefertigte Restaurationen darf die zahnärztlichen Anforderungen, wie sie metallkeramischen Restaurationen abverlangt werden, nicht überschreiten.

Eine maßgebliche Größe, die auf das Präparationsdesign und den Hartschubabtrag Einfluss nimmt, stellt die Festigkeit des vollkeramischen Systems dar. Erforderten frühere Vollkeramiken einen verhältnismäßig hohen Substanzabtrag, so erlaubt die Verwendung von Zirkoniumdioxid aufgrund höchster Festigkeitswerte minimalinvasives Vorgehen bei der Präparation unter Schonung von Zahnhartsubstanz. Die vorliegende Studie zeigt zudem auf, dass die überragenden Werkstoffeigenschaften von Zirkoniumdioxid die Wahl einer suffizienten Präparationsform nicht auf maximal zwei Präparationsgeometrien (Hohlkehle, bzw. abgerundete Stufe) beschränken, sondern das gesamte Spektrum möglicher Präparationsgeometrien ausgeschöpft werden kann, um den prothetischen Anforderung an eine langzeitstabile Versorgung zu genügen.

Resümee

Ihre unübertroffenen werkstoffkundlichen Eigenschaften hinsichtlich Bioverträglichkeit, Ästhetik und Festigkeit wird es der Hochleistungskeramik ermöglichen, sich in der zahnärztlichen Praxis in Zukunft noch besser zu etablieren. Als Hürde müssen noch die im Vergleich zu metallkeramischen Restaurationen hohen Fertigungskosten genommen werden. Rentabilitätsorientierte Weiterentwicklungen in der CAD/CAM-Fertigung zur Kostenreduktion einerseits und steigendes Patientenbewusstsein nach ästhetischem und verträglichem Zahnersatz andererseits, werden der Hochleistungskeramik, nach Ansicht des Autors, den Weg zum Restaurationsmaterial der Zukunft bereiten.

6 Zusammenfassung

Das Ziel der In-vitro-Studie war es, die Auswirkungen unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit von Y-TZP Zirkoniumdioxidgerüsten nach künstlicher Alterung im Kausimulator zu untersuchen. Dazu wurden Prüfstümpfe aus einer CoCr-Legierung (Wiron 99, Bego®) mit fünf unterschiedlichen Präparationsformen gefertigt: dezente Hohlkehle, ausgeprägte Hohlkehle, Stufe, Stufe mit Abschrägung und Tangentialpräparation. Für jedes Präparationsdesign wurden mit dem Cercon®-System von Degudent® (Hanau) jeweils 10 Kronengerüste (Schichtstärke 0,4 mm) hergestellt. Die Befestigung der 50 Gerüste auf den Prüfstümpfen mit Glas-Ionomer-Zement (KetacCem, 3M Espe®) erfolgte in einer Zementiervorrichtung unter konstanter Krafteinwirkung von 50 N. Zur Simulation des Alterungsprozesses unter Mundhöhleinfluss, wurden die 50 Proben für 24 Stunden in 0,2%ige Thymollösung eingelegt und anschließend im Kausimulator der Universität München mit einer Kraft von 50 Newton, 1,2 Millionen mal zyklisch mit einer Frequenz von 1,2 Hz belastet. Die in destilliertem Wasser gelagerten Proben unterlagen zusätzlich durch den stetigen Austausch von 5°C und 55°C temperierten Wasserbädern, 10 000 schnellen Temperaturwechseln. Anschließend wurden die 50 Kronengerüste in der Universalprüfmaschine Z1445 (Zwick, Ulm) bis zur Totalfraktur belastet und die Ergebnisse ausgewertet.

Unter Betrachtung der mittleren Bruchlast erreichte überraschend die Tangentialpräparation mit 2906,76 N die höchsten Werte, gefolgt von der Stufe mit 2516,25 N. Während starke und schwache Hohlkehle mit 2020,97 N bzw. 2028,05 N annähernd gleiche Werte zeigten, bildete die Stufe mit Abschrägung mit 1940,67 N das Schlusslicht.

Im Streuungsvergleich zeigte die Stufe mit 548,55 N die geringste Standardabweichung, gefolgt von der starken Hohlkehle mit 575,40 N und der Tangentialpräparation mit 580,71 N. Betrug die Standardabweichung für die schwache Hohlkehle 727,82 N, so streuten mit 789,59 N die Messwerte bei der Stufe mit Abschrägung am meisten. Ein signifikanter Unterschied ($P < 0,05$) bestand lediglich zwischen der Tangentialpräparation und der Stufe mit Abschrägung.

Kann hinsichtlich Streuung und mittlerer Bruchlast die Stufenpräparation als Präparationsdesign der Wahl angesehen werden, bleibt festzustellen, dass unter Berücksichtigung der von *Körber et al.* geforderten Dauerfestigkeit vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich von 500 N das gesamte Spektrum möglicher Präparationsgeometrien ausgeschöpft werden kann, um den prothetischen Anforderung an eine langzeitstabile und zuverlässige Versorgung zu genügen.

7 Literaturverzeichnis

1. AL-Makramani, B.M., Razak, A.A., Abu-Hassan, M.:
Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements
J Prosthodont 17, 2 (2008)
2. Anstis, G.R., Chantikul, P., Lawn, B.R., Marshall, D.B.:
A critical evaluation of indentation techniques for measuring of fracture toughness: I -Direct crack measurements
J Am Ceram Soc 64, 533-538 (1980)
3. Apholt, W., Bindl, A., Mörmann, W.H.:
CEREC 3 Computer-Restaurationen – erste klinische Erfahrungen
Zm 23, 48 (2000)
4. Att, W., Stamouli, K., Gerds, T., Strub, J.R.:
Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures
Acta Odontol Scand 65, 14-21 (2007)
5. Becker, C.M., Kaldahl, W.W.:
Current theories of crown contour, margin placement and pontic design
J Prosth Dent 45, 268 (1981)
6. Becker, J.:
CAD - Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen
Dtsch Zahnärztl Z 51, 511-517 (1996)
7. Beuer, F., Eichberger, M., Erdelt, K., Gernet, W., Schweiger, J.:
Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid
Quintessenz Zahntech 30, 942-954 (2004)

8. Beuer, F., Kerler, T., Erdelt, K.J., Gernet, W., Schweiger, J., Eichberger, M.:
In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen
Dtsch Zahnärztl Z 59, 527-530 (2004)
9. Bhowmick, S., Meléndez-Martínez, J.J, Hermann, I., Zhang, Y., Lawn, B.R.:
Role of indenter material and size in veneer failure of brittle layer structures
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 82, 253-259 (2007)
10. Bieniek, K.W., Marx, R.:
Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 284-289 (1994)
11. Bieniek, K.W., Spiekermann, H.:
Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung
Quintessenz Zahntech 44, 529-542, 689-697 (1993)
12. Bieniek, K.W.:
Vollkeramische Kronenrestorationen aus Hi-Ceram- eine 5-Jahres-Studie
Dtsch Zahnärztl Z 47, 614 (1992)
13. Bindl, A., Lüthy, H., Mörmann, W.H.:
Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern
J Oral Rehabil 33, 520-528 (2006)
14. Bindl, A., Mörmann, W.H.:
Cerec 3- ein Quantensprung bei Computer-Restorationen
Quintessenz Zahntech 51, 157-171 (2000)

15. Blatz, M.B., Oppes, S., Chiche, G., Holst, S., Sadan, A.:
Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading
Quintessence Int 39, 23-32 (2008)
16. Chen, H.Y., Hickel, R., Kunzelmann, K.H., Manhart, J.:
Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec®-Keramikkronen
Dtsch Zahnärztl Z 54, 681-687 (1999)
17. Craig, R.G., Farah, J.W.:
Stress analysis and design of single restorations and fixed bridges
Oral Sci Rev 10, 45 (1977)
18. Deutsches Institut für Normung e.V. (Hrsg.):
DIN EN ISO 6872 - *Dentalkeramik*
Beuth Verlag, Berlin (1998)
19. Dorsch, P., Pfeiffer, T.:
Wirkung verschiedener Einflussgrößen auf die biaxiale Festigkeit von Dentalkeramiken
Quintessenz Zahntech 22, 905-914 (1996)
20. Doyle, M.G., Goodacre, Ch.J., Munoz, C.A., Andres, C.J.:
The effect of tooth preparation design on the breaking strength of dicor crowns Part 3
Int J Prosthodont 3, 327(1990)
21. Doyle, M.G., Munoz, C.A., Goodacre, Ch.J., Friedlander, L.D., Moore, B.K.:
The effect of tooth preparation design on the breaking strength of dicor crowns: Part 2
Int J Prosthodont 3, 241 (1990)

-
22. Doyle, M.G., Munoz, C.A., Goodacre, Ch.J., Friedlander, L.D., Moore, B.K.:
*The effect of tooth preparation design on the breaking strength of dicor crowns:
Part 1*
Int J Prosthodont 3, 159 (1990)
23. Dragoo, M.R., Williams, G.B.:
Reaktionen der Parodontalgewebe auf restaurative Behandlungsmaßnahmen
J Parodont 1, 9 (1981)
24. Edelhoff, D.:
Die Keramik verstehen
www.ag-keramik.de
25. Eichner, K., Voss, R.:
Der Kronenrand (Diskussion)
Dtsch Zahnärztl Z 26, 742 (1971)
26. Eichner, K.:
Normal-, hoch- und höchsttouriges Bohren und Schleifen von Zahnhartsubstanzen
HanserVerlag, München (1966)
27. Eichner, K.:
Präparation und Drehzahl
Dtsch Zahnärztl Z 37, 422(1982)
28. Eichner, K., Kappert, H.F.:
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Hüthig Verlag, Heidelberg (1981)
29. Erdelt, K., Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Gernet, W.:
Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid
Quintessenz Zahntech 30, 942–954 (2004)

-
30. Erpenstein, H., Kerschbaum, Th.:
Frakturrate von Dicor-Kronen unter klinischen Bedingungen
Dtsch Zahnärztl Z 46, 124 (1991)
31. Fenske, C., Jurren, M.P., Sadat-Khonsari, M.R., Jüde, H.D.:
In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite
Dtsch Zahnärztl Z 54, 732-734 (1999)
32. Fenske, C., Sadat-Khonsari, M.R., Shahin, R.Z., Jüde, H.D.:
In-vitro-Untersuchung zur Präparationsform von IPS-Empress-Kronen
ZWR 109, 533-536 (2000)
33. Ferrario, V.F., Sforza, C., Zanotti, G., Tartaglia, G.M.:
Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography
Journal Dent 32, 451-457 (2004)
34. Fick, K.:
Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel
Dissertation, LMU München (2003)
35. Fischer, H., Jungwirth, F., Marx, R., Weber, M.:
Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien
Dtsch Zahnärztl Z 56, 90-98 2001
36. Fischer, H., Marx, R.:
Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method
Dent mater 18, 12-19 (2002)

-
37. Fritsch GmbH:
Metallkeramikkrone
Dentallabor, München (2008)
38. Fritsch GmbH:
Zirkoniumdioxidgerüst (Cercon, Degudent) mit Cercon Ceram S verblendet
Dentallabor, München (2008)
39. Funk, M.:
In-vitro-Untersuchung zur Korrelation von Präparationsdesign und klinischer Haltbarkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkondioxidkronen
Dissertation, LMU München (2007)
40. Geis-Gerstofer, J., Fäßler, P.:
Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram
Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992)
41. Geist-Jacobi, G.P.:
Geschichte der Zahnheilkunde
Franz Pietzcker Verlag, Tübingen (1986)
42. Guazzato, M., Proos, K., Sara, G., Swain, M.V.:
Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics
Int J Prosthodont 17, 142-149 (2004)
43. Günay, H., Roßbach, A., Geurtsen, W.:
Schonende Zahnpräparation unter Berücksichtigung der „biologischen Breite“
Dtsch Zahnärztl Z 56, 583-587 (2001)
44. Hahn, R., Löst, C.:
Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restauraionswerkstoffe
Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993)

-
45. Harndt, R.:
Kinematographische Untersuchungen zum hohtourigen Bohren
Dtsch Zahnärztl Z 39, 274 (1984)
46. Heimrath, H.:
Werken und Wissen
Bayerischer SchulbuchVerlag, München (1985)
47. Hennicke, H.W.:
Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe
Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1997)
48. Herstellerinformation:
Cercon smart ceramics
Degudent GmbH (2008)
49. Herstellerinformation:
Cerec inLab
Sirona Dental Systems GmbH (2008)
50. Herstellerinformation:
Procera
NobelBiocare (2007)
51. Herstellerinformation:
Lava
3M Espe (2006)
52. Herstellerinformation:
Everest
KaVo Dental GmbH (2006)
53. Herstellerinformation:
Cicero
Elephant Dental (2004)

-
54. Herstellerinformation:
 Precident-System
 DCS Dental AG (2004)
55. Hickel, R., Kunzelmann, K.H.:
 Keramikinlays und Veneers
 Hanser Verlag, München (1997)
56. Hohmann, A., Hielscher, W.:
 Lehrbuch der Zahntechnik Bd 3
 Quintessenz Verlag, Berlin (2005)
57. Hohmann, W.:
 Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel
 Dtsch Zahnärztl Z 38, 1035-1055 (1983)
58. Hupfaut, L.:
 Festsitzender Zahnersatz
 Urban&Schwarzenberg Verlag, München (1987)
59. Jent, T., Karlsson, S., Hedegard, G.:
 Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes
 J Prosthet Dent 42, 669-673 (1979)
60. Kappert, H.F., Krah, M.:
 Keramiken - Eine Übersicht
 Quintessenz Zahntech 27, 668-704 (2001)
61. Kern, M.:
 Ist „keramischer Stahl“ das „weiße Gold“? Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie 2004
 Quintessenz Zahntech 30, 966-973 (2004)

-
62. Kern, M.:
Klinische Erfahrungen mit vollkeramischen Restaurationen. Das 4. Keramik-Symposium
Ästhetische Zahnmedizin 3/4, 204-211 (2004)
63. Kern, M., Pröbster, L.:
Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen
Dental-praxis 14, 269-276 (2002)
64. Kishimoto, M., Shillingburg, H.T., Duncanson, M.:
Influence of preparation features on retention and resistance
J Prosthet Dent 49, 188 (1983)
65. Klötzer, W.T.:
Die traumatische Schädigung der Pulpa bei der Überkronung
Dtsch Zahnärztl Z 39, 791 (1984)
66. Kohorst, P.:
Experimentelle In-vitro-Untersuchung zur Belastbarkeit viergliedriger Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid
Dissertation, Medizinische Hochschule Hannover (2007)
67. König, H.:
Metallkeramik
Neuer Merkur Verlag (2003)
68. Krejci, I., Lutz, F.:
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445-1449 (1990)
69. Krejci, I., Lutz, F.:
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-959 (1990)

-
70. Langeland, K., Langeland, K.L.:
Pulp reactions to crown preparations, impression, temporary crown fixation and permanent cementation
J Prosthet Dent 15, 129 (1965)
71. Lässig, H.E.:
Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte
Du Mont Verlag, Köln (1983)
72. Lauer, H.C., Weigl, P.:
Vollkeramische Kronen und Brücken – Potential zur Routinetherapie?
www.ag-keramik.de
73. Lee, S.K., Wilson, P.R.:
Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli
Australian Dental Journal 45, 103-107 (2000)
74. Lehmann, K., Hellwig, E.:
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde
Urban&Schwarzenberg Verlag, München (1993)
75. Löe, H.:
Reactions of marginal periodontal tissues to restorative procedures
Int Dent J 18, 759 (1968)
76. Luthardt, R., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Walter, M.:
Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen
Dtsch Zahnärztl Z 55, 785-789 (2000)
77. Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J.P., Lenz, E.:
Kronen aus Hochleistungskeramik
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998)

-
78. Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J.P., Lenz, E.:
Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestorationen
www.ag-keramik.de
79. Luthardt, R., Musil, R.:
CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997)
80. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M.:
Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz
ZWR 110, 747-754, 797-802 (2001)
81. Luthardt, R., Rudolph, H.:
Der richtige Werkstoff
ZWP 4, 12-16 (2001)
82. Magne, P., Kwon, K.R., Besler, C., Hodges, J.S., Douglas, W.H.:
Crack propensity of porcelain laminate veneers - a simulated operatory evaluation
J Prosthet Dent 81, 327-334 (1999)
83. Marx, R.:
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
84. Marxkors, R., Meiners, H.:
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Carl Hanser Verlag, München (1993)
85. McLean, J.W., Wilson, A.D.:
Butt joint versus bevelled gold margin in metal-ceramic crowns
J. Biomed. Mat. Res. 14, 239 (1980)

-
86. McDonald, A.:
Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations
Dent Update 28, 84-90 (2001)
87. McLean, J.W.:
Evolution of dental ceramics in the twentieth century
J Prosthet Dent 85, 61-66 (2001)
88. McLean, J.W.:
Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik
Quintessenz Verlag, Berlin (1978)
89. Mehl, A.:
CAD/CAM und Keramik
Ästhetische Zahnmedizin 5/2004, 260-267 (2004)
90. Mehl, A.:
Technologische Grundlagen und Klassifizierungen
ZWP 4, 6-9 (2001)
91. Mehl, A.:
Von den Anfängen bis heute
ZWP 4, 10-11 (2001)
92. Mehl, A.:
Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker
ZBay Online Quintessenz 5, 1-6 (2001)
93. Mehl, A.:
Sind CAD/CAM und Vollkeramik die richtigen Partner?
www.ag-keramik.de
94. Mehl, A.:
Moderne CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde
www.ag-kermik.de

-
95. Meier, M., Fischer, H., Richter, E.J., Maier, H.R., Spiekermann, H.:
Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995)
96. Meier, M., Richter, E.J., Küpper, H., Spiekermann, H.:
Klinische Befunde bei Kronen aus Dicor-Glaskeramik
Dtsch Zahnärztl Z 47, 610 (1992)
97. Mörmann, W.H., Bindl, A., Lüthy, H., Rathke, A.:
Effects of preparation and luting system on all-ceramics computer-generated crowns
Int J Prosthodont 11, 333-339 (1998)
98. Müller, W.D., Wirthwein, C., Lange, K.P., Meyer, L.:
K_{ic}-Wert-Bestimmung mit Hilfe der Indenter-Methode - Möglichkeiten und Grenzen
Dtsch Zahnärztl Z 57, 608-612 (2002)
99. Newcomb, G.M.:
The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation
J Periodont 45, 151 (1974)
100. Ottl, P., Lauer, H.C.:
Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen
Quintessenz Zahntech 47, 623-640 (1996)
101. Palacios, R.P., Johnson, G.H., Phillips, K.M., Raigrodski, A.J.:
Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement
J Prosthet Dent 96, 104-114 (2006)

-
102. Palmer, D.S., Barco, M.T., Billy, E.J.:
Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids
J Prosthet Dent 67, 325-327 (1992)
103. Pfeiffer, P., Marx, R.:
Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 782-786 (1989)
104. Polanzky, R., Reichhold, Ch., Lorenzoni, M., Haas, M., Arnetzl, G., Bratschko, R.O.:
Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen
Dtsch Zahnärztl Z 53, 643-647 (1998)
105. Pospiech, P.:
Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken
dental-praxis 9/10, 255-257 (2002)
106. Pospiech, P.:
Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung
Vortrag, München (2001)
107. Potts, R.G., Shillingburg, H.T., Duncanson, M.G.:
Retention of resistance of preparations for cast restorations
J Prosthet Dent 43, 303 (1980)
108. Qasim, T., Bush, M.B., Hu, X., Lawn, B.R.:
Contact Damage in Brittle Coating Layers: Influence of Surface Curvature
J Biomed Mat Res Part B: Appl Biomater 73B, 179-185 (2005)

-
109. Rateitschak, K.H., König, K.G., Mühlemann, H.R.:
Histologische Pulpareaktionen auf hoch- und höchsttourige Kavitätenpräparationen
Schweiz Mschr Zahnheilk 69, 477 (1959)
110. Rech, H.:
Keramische Prothetik
Meusser Verlag, Berlin (2002)
111. Reiss, B.:
CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin - Eine Übersicht
Quintessenz Zahntech 54, 489-493 (2003)
112. Rekow, E.D., Harsono, M., Janal, M., Thompson, V.P., Zhang, G.:
Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns
Dent Mater 22, 125-132 (2006)
113. Reuling, N., Siebert, G.K.:
Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung
Dent Lab 37, 67-71 (1989)
114. Richter, E.J., Augthun, M.:
Dicor Glaskeramikkronen- Ergebnisse nach 36-monatiger klinischer Anwendung
Dtsch Zahnärztl Z 44, 785 (1989)
115. Riedling, W., Kappert, H.F., Woerner, W.:
Der Einfluß der Präparationsform auf die Druckbelastbarkeit kronenartiger Glaskeramikprüfkörper
Dtsch Zahnärztl Z 44, 62 (1989)

-
116. Rinke, S., Zenatschke, R.:
Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis
Quintessenz Zahntech 52, 1151-1159 (2001)
117. Ritter, J.E., Laporte, R.P.:
Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass
J Am Ceram Soc 58, 265-267 (1975)
118. Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., Handel, G.:
Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures
Dent Mater 22, 176-182 (2006)
119. Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R.:
The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation
Dent Mater 2, 235-240 (1986)
120. Saller, A.:
Klinische Bewertung und quantitative Randanalyse von Sinterkeramikinlays (Mirage II)
Dissertation, Universität Regensburg (1998)
121. Sassen, H.:
Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen
Dtsch Zahnärztl Z 36, 254 (1981)
122. Schmidt, A., Michael, W., Böning, K.:
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin
Quintessenz Zahntech 49, 1111-1122 (1998)
123. Schüller, K.H., Hennicke, H.W.:
Zur Systematik der keramischen Werkstoffe
Ceram Forum Int 62, 259-263 (1985)

-
124. Seide, M.:
Untersuchungen zum Einfluß von Kronen und Brücken auf das marginale Peridontium
Stomatol 30, 795 (1980)
125. Sikora, M.:
Einfluss der Stiftversorgung auf die In-vitro-Bruchfestigkeit und Randqualität vollkeramischer Frontzahnkronen
Dissertation, Universität Regensburg (2001)
126. Silness, J.:
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges, part III. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition
J Periodont 5, 225 (1970)
127. Silness, J.:
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges, part II. The influence of full and partial crowns on plaque accumulation, development of gingivitis and pocket formation
J Periodont 5, 219 (1970)
128. Silness, J.:
Periodontal conditions in patients treated with dental bridges, part I
J Periodont 5, 60 (1970)
129. Starling, L.B., Cook, S.D., Anderson, R.C., Thomas, K.A.:
Materialbelastungen in keramischen Restaurationen
Phillip J 5, 207 (1986)
130. Starling, L.B., Cook, S.D.:
An evaluation of stresses within ceramic tooth reconstructive materials
J Dent Res 62, 206 (1983)

-
131. Strub, J.R., Belser, U.C.:
Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und brückenprothetischem Ersatz
Schweiz Mschr Zahnheilk 88, 569 (1978)
132. Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M.:
Curriculum Prothetik Band I – III
Quintessenz Verlag, Berlin (1999)
133. Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M.:
Vollkeramische Systeme
Dtsch Zahnärztl Z 49, 182-187 (1983)
134. Sturzenegger, B., Feher, A., Lüthy, H., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Schärer, P.:
Clinical study of zirconiumoxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM-System
Acta Med Dent Helv 5, 131-139 (2000)
135. Sundh, A., Sjögren, G.:
A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics
J Oral Rehabil 31, 682-688 (2004)
136. Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R.:
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545 (1999)
137. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H.:
Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin
Int J Comp Dent 7, 25-45 (2004)

-
138. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H., Anusavice, K.J.:
Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system
Oper Dent 26, 367-374 (2001)
139. Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R.:
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999)
140. Valderhaug, J.:
Periodontal conditions and carious lesions following the insertion of fixed prostheses: a 10-year follow-up-study
Int. Dent. J. 30, 296 (1980)
141. Valderhaug, J., Birkeland, J.M.:
Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses
J Oral Rehabil 3, 237 (1976)
142. Völkl, L.:
Cercon® - Das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental
Quintessenz Zahntech 52, 811-814 (2001)
143. Vollmann, M.:
Das innovative DeguDent-Vollkeramiksystem als Benchmark für die Bearbeitung von Zirkonoxid
Int J Comp Dent 7, (2004)
144. Vult von Steyern, P., Ebbesson, S., Holmgren, J., Haag, P., Nilner, K.:
Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling
J Oral Rehabil 33, 682-689 (2006)

-
145. Waerhaug, J.:
Tissue reaction around artificial crowns
J Periodont 24, 172 (1953)
146. Westwood, A.R.C., Latanision, R.M.:
Environment-sensitive machining behavior of nonmetals (Rebinder effect in machining ceramics). Science of ceramic machining and surface finishing
NBS Spec Pub 348, 141-155 (1972)
147. Willer, J.:
Neues CAD/CAM-System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz
ZWR 107, 180-185 (1998)
148. Wohlwend, A., Schärer, P.:
Die Empress-Technik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen
Quintessenz Zahntech 16, 966-978 (1990)
149. Zhang, Y., Lawn, B.R.:
Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws
Biomed Mat Res 72, 388-392 (2005)

Lebenslauf

Geburtsdatum/-ort:	31.07.1980	in München
Schulbildung:	1987-2000	Abschluss Allgemeine Hochschulreife am Michaeli-Gymnasium in München
Grundwehrdienst:	07/2000-04/2001	Fliegerhorst Erding
Studium:	SS 2001-SS 2006	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig- Maximilians-Universität München
	08/2006	Erhalt der Approbation
Beruf:	Seit 09/2006	Assistent in der Zahnarztpraxis Dr. Sassen Nymphenburg/Neuhausen
Berufliche Weiterbildung:		
	Seit 02/2007	Curriculum Implantologie